

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE VETERINARIA
Departamento de Patología Animal II
(Patología y clínica médico-quirúrgica)



**COMPARACIÓN BIOMECÁNICA E HISTOLÓGICA DE
VARIAS TÉCNICAS QUIRÚRGICAS DE REPARACIÓN
TENDINOSA: ESTUDIO EXPERIMENTAL**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR**

Paloma García Fernández

Bajo la dirección de los doctores

**Mercedes Sánchez de la Muela
Félix Pérez y Pérez**

Madrid, 2002

COMPARACION BIOMECANICA E HISTOLOGICA DE
VARIAS TECNICAS QUIRURGICAS DE REPARACION
TENDINOSA: ESTUDIO EXPERIMENTAL

Trabajo realizado por la Lda. Dña. Paloma
García Fernández y que presenta para
optar al grado de DOCTOR en la
FACULTAD DE VETERINARIA de
MADRID

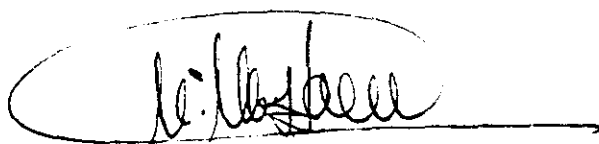
A mi familia

Dña.Mercedes Sanchez de la Muela, Dra. en Veterinaria y profesora titular de Universidad y D.Felix Perez y Perez, Dr. en Veterinaria y catedrático emérito de Universidad, ambos adscritos al Dpto. de Patología Animal II (Clínicas Médico-Quirúrgicas) de la Facultad de Veterinaria de la Universidad Complutense de Madrid

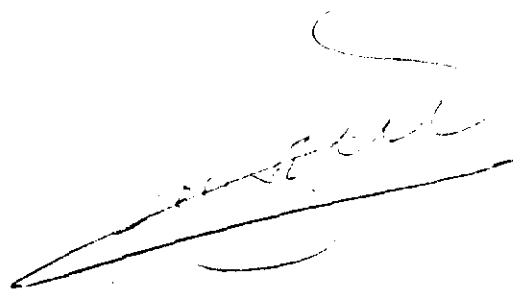
CERTIFICAN: que la licenciada en Veterinaria y TEU interina adscrita a este Departamento, Dña.Paloma Garcia Fernandez, ha realizado bajo nuestra dirección el trabajo de investigación titulado "Comparación biomecánica e histológica de varias técnicas quirúrgicas de reparación tendinosa. Estudio experimental" y que el referido trabajo reúne las condiciones necesarias para optar al grado de DOCTOR.

Madrid a 12 de Diciembre de 1991

Los codirectores de la tesis



Fdo.Dña.Mercedes Sanchez de la Muela



Fdo.D.Felix Perez y Perez

ILMO SR. DECANO DE ESTA FACULTAD

INDICE

INDICE

	Pag. N°
Agradecimientos.....	6
Introducción.....	9
Revisión Bibliográfica:	
- Anatomia e Histologia Tendinosa.....	15
- Propiedades Biomecánicas del tejido tendinoso.....	21
- Proceso de Regeneración Tendinosa.....	30
- Técnicas Quirúrgicas empleadas en la Síntesis Tendinosa.....	36
- La Fibra de Carbono en la Reparación del Tendón.....	47
- El Laser como coadyuvante en la regeneración tisular.....	66
Material y Metodos.....	78
Resultados	87
-Bloque I :Estudio de la resistencia a la tracción	88
-Bloque II: Estudio de la reacción tisular	99
Discusion.....	121
Conclusiones.....	139
Resumen, Summary.....	142
Bibliografia	145
Apendice I	169

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar he de agradecer al Dr. D. Felix Perez y Perez el haber accedido a la codirección del presente trabajo de investigación.

A la Dra. Mercedes Sanchez de la Muela, su codirección pero sobre todo la total ayuda y completa dedicación que me ha prestado, sin ella no hubiera sido posible la realización de este estudio.

Al Dr. San Roman en el que hemos encontrado en todo momento el estímulo y apoyo necesario así como su colaboración a la hora de elaborar este trabajo.

El trabajo realizado por el Dr. Manuel Pizarro y la Dra. Maria Castaño, ha sido de inestimable valor, así pues, gracias a su colaboración y a la de todas aquellas personas de la Cátedra de Histología y Anatomía Patológica (U.C.M.) que han contribuido.

Sin el estímulo e iniciativa que el Dr. Manuel Martinez Hernandez me ha inculcado, probablemente no hubieramos llegado al punto de nuestra carrera en el que actualmente nos encontramos. Gracias por tu constante apoyo.

Otro de los colaboradores incondicionales y desinteresados ha sido mi hermano, D. Jose Luis Garcia Fernandez, sin su ayuda muchas partes de este estudio habrian quedado incompletas, gracias a tí y a todas las personas de la Facultad de Medicina (U.A.M.) que han contribuido a hacerlo realidad.

No puedo terminar sin agradecer a la Escuela de Ingenieros Industriales su desinteresada colaboración en la realización de las pruebas mecánicas.

Y en fin gracias a todos los compañeros y amigos que de un modo u otro me ayudaron.

INTRODUCCION

INTRODUCCION

El presente trabajo doctoral queda directamente encuadrado en una de las líneas de investigación de la Cátedra de Cirugía y Reproducción de la Facultad de Veterinaria de Madrid.

La patología tendo-ligamentosa ocupa un alto porcentaje de la clínica quirúrgica, su origen es principalmente traumático, bien sea de forma accidental o debido a estrés. De cualquier forma representa una casuística importante, sobre todo en los animales de vida deportiva a los que se exige un alto rendimiento locomotor.

Están pues justificados los estudios que sobre estas afecciones se vienen realizando, todos ellos tienen como finalidad mejorar el proceso regenerativo, ya sea intentar acortar el tiempo o favorecer la producción de un tejido cicatricial de calidad superior, lo que supone mejorar las condiciones mecánicas y con ello aumentar la funcionalidad del tendón reparado.

Los tratamientos quirúrgicos empleados hasta la fecha son variadísimos y han ido evolucionando con la tecnología y con la aparición de nuevos biomateriales. Así mismo existen "corrientes" en la forma de manejar a estos pacientes que están claramente definidas. Por ejemplo la ruptura del tendón de Aquiles en el hombre se trata de forma quirúrgica en Europa central,

mientras que en Inglaterra, USA y Escandinavia se aconseja el tratamiento conservador que ofrece unos resultados óptimos en el caso de que la diástasis tendinosa sea menor de 5 mm (Thermann 1989) . Estos hechos hacen que el tema de la regeneración y funcionalidad del tendón lesionado estén todavía en plena actualidad.

A pesar de todos los estudios realizados, la resolución de una sección tendinosa ofrece una serie de handicaps que creemos conveniente recordar. En principio el único tratamiento se centra en la reconstrucción quirúrgica y ésta, dadas las características histológicas del tejido conjuntivo denso, tiene que ir seguida inevitablemente de un riguroso periodo de inmovilización postoperatorio. La síntesis del neotendón se realiza en un mínimo de 45 a 60 días, pero aún así no es una estructura lo suficientemente resistente como para soportar la tensión del movimiento fisiológico; con lo cual la retirada, total o parcial, del sistema de inmovilización antes de este periodo asegura el fracaso quirúrgico.

Este largo periodo de tiempo supone un factor muy importante de cara al éxito de la intervención y en él, ni el cirujano, ni la técnica empleada son factores relevantes, durante este periodo se opone al éxito de forma inconsciente el propio paciente y en muchos casos incluso el propietario. Muchos son los casos en los que el paciente es llevado a la consulta varios días (incluso semanas) después del accidente , encontrandonos los extremos del tendón retraídos.

Entre esto y la necesaria remodelación quirúrgica es evidente que se produce un aumento del espacio entre los extremos que obliga al empleo de técnicas más sofisticadas como las que incluyen la utilización de prótesis e injertos.

Nosotros, en estos casos hemos optado por la fibra de carbono como material de prótesis, éste es un material ampliamente experimentado en la reparación tendinosa, como veremos en la revisión bibliográfica y que ofrece un buen porcentaje de éxitos ya que es perfectamente biocompatible y estimula el crecimiento fibroblástico según algunos de los autores consultados, pero no todos ellos comparten esta hipótesis.

Los tratamientos en base a terapéutica física, es decir la aplicación de diversos tipos de radiaciones, concretamente de ondas electromagnéticas, han venido utilizándose en la clínica de esta Facultad para el tratamiento de ciertas afecciones tendinosas con resultados muy satisfactorios (procesos inflamatorios, desaxaciones, etc...).

Al revisar la bibliografía referente a la respuesta tendinosa ante la radiación Laser, hemos comprobado la existencia de un vacío que pretendemos llenar, en la medida de nuestras posibilidades, con el presente trabajo. Se sabe que este tipo de radiación acorta el proceso de reepitelización, aumenta el

metabolismo celular, acelera los procesos reconstructivos minimizando el fenómeno inflamatorio.

Existe otro hecho esencial en el proceso de reparación tendinosa y que es importante desde el punto de vista de la recuperación funcional. La cicatriz formada a partir de una herida tendinosa va a contener, tendón reparado y tejido cicatricial procedente del tejido peritendinoso y todo este conjunto evolucionará paralelamente dando lugar a una cicatriz de tejido conjuntivo densa y única . Esta gran cicatriz es necesaria por cuanto mantiene unidos los extremos del tendón, pero es por otra parte indeseable ya que fija el tendón a tejidos adyacentes sobre los que en condiciones normales debería deslizarse.

Es evidente que se debe buscar un proceso cicatricial especial, que curse con una mínima reacción inflamatoria y por consiguiente con un crecimiento escaso de tejido conjuntivo; pero a la vez que este tejido sea resistente y adecuado empleando además para todo ello el menor tiempo posible. El Laser parece poder ayudar en la consecución de estas metas, al menos desde un punto de vista puramente teórico por lo cual se ha decidido su inclusión en este estudio.

No pretendemos con el presente trabajo el dar una solución al complejo problema de las heridas tendinosas, sería pretencioso y hasta ridículo, pero sí aportar nuevas ideas y abrir nuevas vías de estudio para este conjunto de afecciones tan habitual en nuestras clínicas.

REVISION BIBLIOGRAFICA

ANATOMIA E HISTOLOGIA TENDINOSA

Los tendones son estructuras de tejido conjuntivo de forma cilíndrica o acintada que fijan los músculos a otros tejidos (hueso, cartílago) contribuyendo a la transmisión mecánica del trabajo muscular y confiriéndole unas características particulares. Así la longitud de un tendón permite al músculo, del cual transmite los efectos contráctiles, actuar a distancia, *concentrar su acción o irradiarla a otras zonas, dependiendo de la fijación tendinosa, bien sea circunscrita o extendida longitudinalmente*. Por lo tanto el tendón dá al músculo la posibilidad de variar la dirección de sus esfuerzos o aumentar la velocidad de su movimiento y todo ello a expensas de su fuerza de contracción.

Greenlee (1975) distingue en el tendón 4 estructuras diferentes, el cilindro de tejido tendinoso propiamente dicho, la hoja visceral de la sinovial vaginal, los víncula y la zona de fibrocartílago. Distingue también 4 tipos celulares. El fibroblasto tendinoso es una célula rica en R.E. con orientación longitudinal igual a las fibras de colágeno que sintetiza,.

El segundo tipo celular incluye elementos con función lubricante, células sinoviales y células interfasciculares. Las primeras se sitúan en la superficie del tendón y son las responsables de la síntesis de polisacáridos lubricantes,

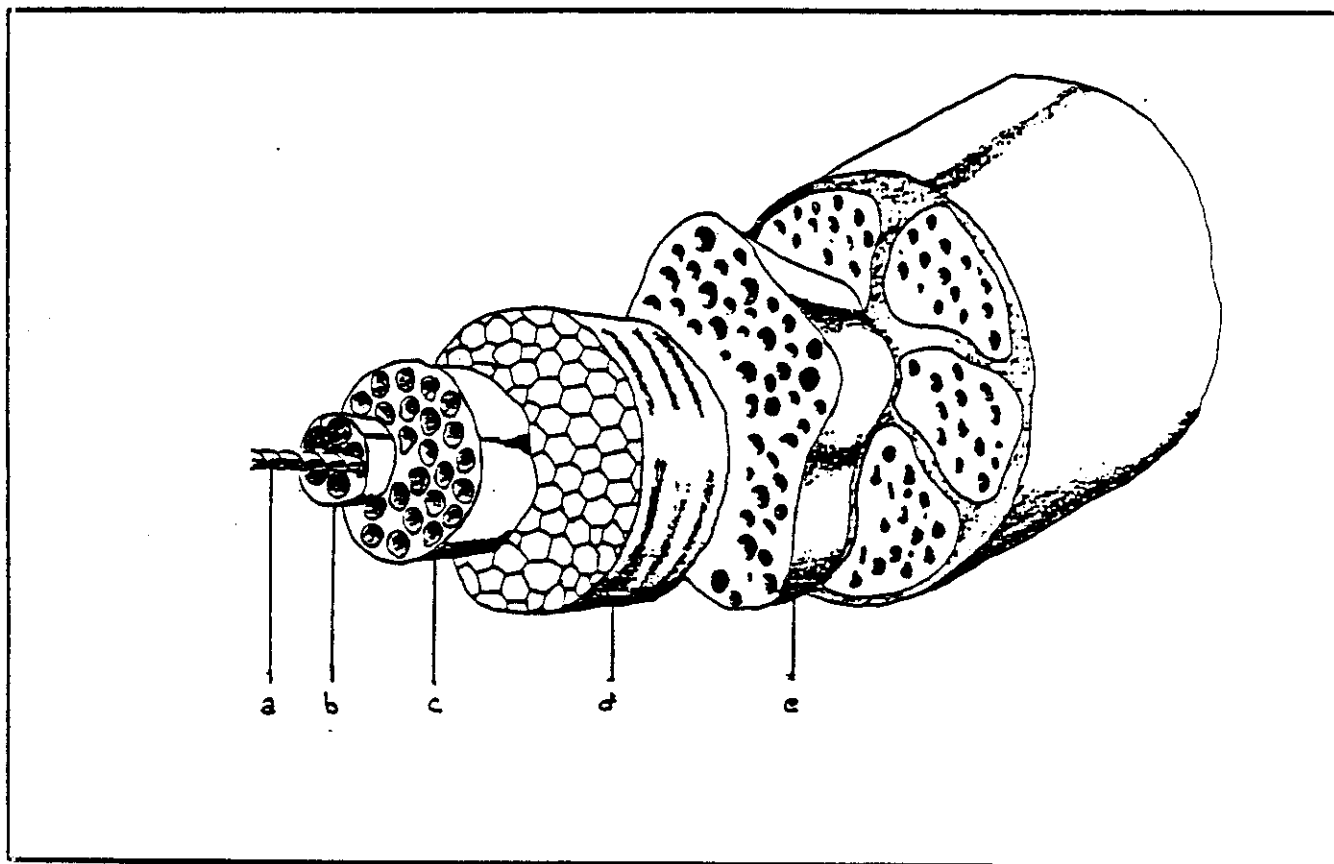
componentes esenciales del líquido sinovial. Las células interfasciculares están dispuestas alrededor de los haces de colágeno, sintetizan fibrillas colágenas interfasciculares y polisacáridos que se vierten en este espacio y que facilitan el deslizamiento de los haces. Esta disposición en haces lubricados confiere al conjunto una mayor flexibilidad que la imaginada por la unión fija de todas las fibras.

El tercer tipo de células son las de los víncula productoras de grandes fibras elásticas, son el origen de los mesos tendinosos y sus propiedades. Y por último las células cartilaginosas, situadas en la periferia del tendón, allí donde se soportan las fuertes presiones.

El colágeno del tendón se modifica constantemente, se destruye y se sintetiza. Sus necesidades metabólicas no son bien conocidas, aunque sí que tiene un débil cociente respiratorio y a pesar de ser un tejido pobre en células, contiene todos los elementos necesarios para mantener un equilibrio dinámico con el resto del organismo.

El elemento predominante del tendón son las fibras colágenas que se disponen longitudinalmente y paralelamente entre sí fusionandose entre ellas formando ángulos agudos, así este conjunto es resistente a la tensión debido a las características de las fibras colágenas y por la forma en que se enlazan entre ellas. Estas fibras están, dispuestas en fascículos de primero, segundo y tercer orden, dependiendo de su grosor. El

número de fibras colágenas es lo que les diferencia entre sí y a su vez hace que el tendón sea más o menos grueso (Esquema nº 1).

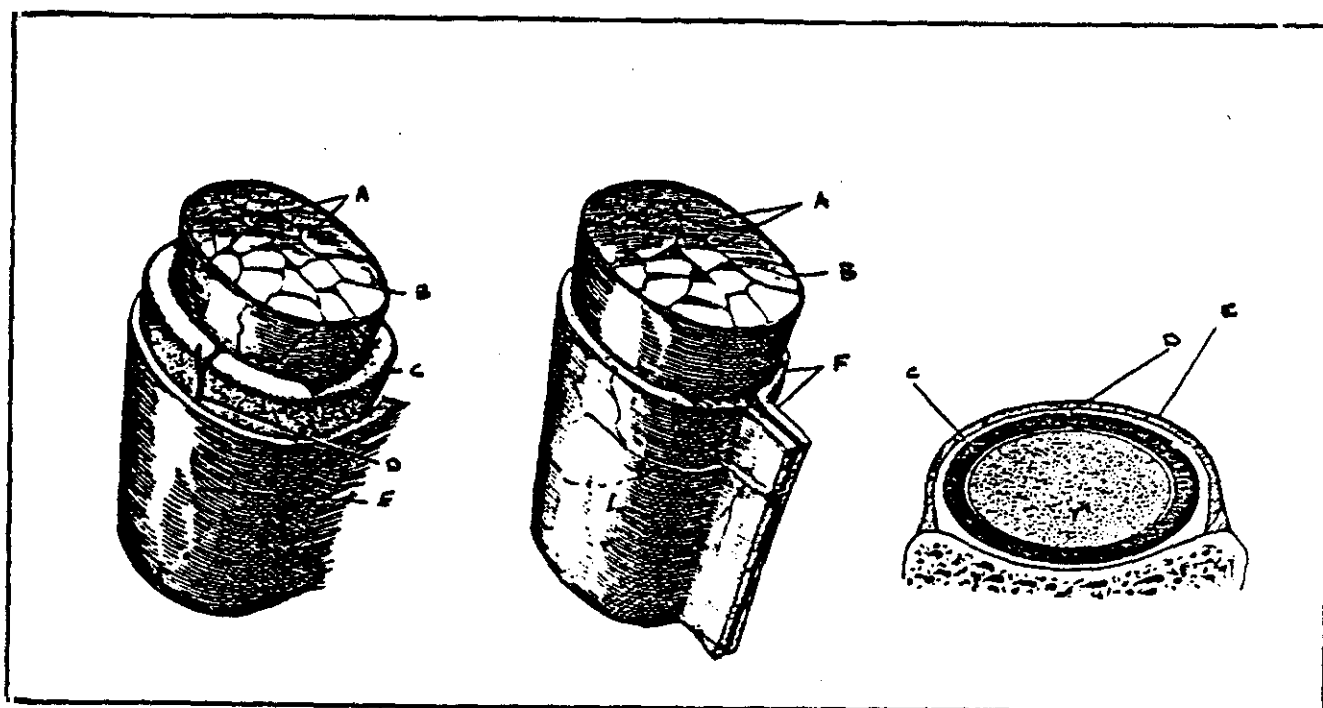


Esquema nº 1.- Estructura del tendón. a) hélice de colágeno b) microfibrilla c) subfibrilla d) fibrilla e) fascículo.

El tendón se rodea de una fina capa de tejido conjuntivo laxo que se denomina epitenón o epitendón, de ella salen unas trabéculas hacia el cuerpo tendinoso, esto es lo que se conoce como endotendón. El endotendón, a su vez rodea a cada una de las fibras, aportando vasos y nervios junto a una sustancia fundamental (el denominado moco brillante de mucopolisacáridos) que le dá su coloración característica, esta

estructura rodea también a los fibroblastos o fibrocitos que se disponen paralelamente a las fibras de colágeno.

A otros niveles ,en las zonas de alta fricción, el tendón se rodea de un tejido laxo areolar cargado de grasa que se denomina paratendón y que es el encargado de facilitar el deslizamiento del mismo. Así mismo en las zonas de máxima tensión y fricción el tendón se rodea de las llamadas bolsas serosas o sacos sinoviales y vainas sinoviales, las primeras tienen la misión de proteger la integridad tendinosa al paso por protuberancias óseas actuando de cojín y las vainas sinoviales tienen la misión de lubricar y facilitar el deslizamiento.



Esquema nº 2.- Estructura macroscópica del tendón, A peritendón, B epitendón, C vaina sinovial, D mesotendón, E vaina fibrosa, F paratendón.

Las vainas sinoviales están compuestas por dos capas que se superponen, la externa denominada exotendón unida a los tejidos y la interna o endotendón, comentada con anterioridad. La capa externa e interna contactan en un punto dando lugar al mesotendón y a través de esta estructura pasan los vasos y nervios al interior del tendón. (Esquema nº 2).

Comparado con el tejido muscular la vascularización del tendón es mínima , pero a pesar de esta pobreza se ha estimado que las necesidades de oxígeno son de 0.1 microl/mg de materia seca y hora y que el débito real de sangre en el tendón es de 0.1 ml/g/min con lo cual las necesidades están sobradamente cubiertas, además de oxígeno este tejido necesita un aporte de aminoácidos, elementos imprescindibles para la renovación tisular y su metabolismo, que así mismo le son convenientemente aportados.

Los vasos también penetran al cuerpo del tendón a través de la unión músculo-tendinosa y de la inserción ósea, pero la mayor parte del riego sanguíneo se realiza por medio del mesotendón. Por esta razón se ha comparado a esta estructura con el mesentérico, además de por su aspecto fino y transparente. Los vasos dejan el mesotendón e irrigan uno de los segmentos y después se anastomosan con los vasos peritendinosos dispuestos en las regiones laterales.

En las zonas tendinosas sometidas a mayor movilidad las fibras tendinosas se disponen de forma que recuerdan un retículo, a estas zonas se las conoce con el nombre de vñcula.

La inervaci3n del tend3n es abundante, est3 compuesta por fibras sensitivas y propioceptivas terminadas en los 3rganos de Golgi, situados a nivel de la uni3n m3sculo-tendinosa y los corp3sculos de Paccini en las vainas tendinosas.

La uni3n al hueso se hace por las fibras de Sharpey. Estas son elementos col3genos que se anclan en la porci3n cortical del hueso. En algunos tendones la inserci3n es de tipo fibrocartilaginosa, pudi3ndose reconocer histol3gicamente 4 zonas; tend3n, fibrocart3lago, fibrocart3lago mineralizado y hueso, continu3ndose por la parte m3s externa con el periostio.

La zona de uni3n m3sculo-tendinosa se lleva a cabo a trav3s de vainas de tejido fibroso del m3sculo que se continuan con el tend3n (epimisio y perimisio - epitend3n y endotend3n). Adem3s las fibras c3nicas del m3sculo se insertan en los huecos reservados para ellas en el tend3n y estos huecos se localizan a nivel del sarcolema de las fibras musculares uni3ndose íntimamente con las fibras col3genas del tend3n.

PROPIEDADES BIOMECANICAS DEL TEJIDO TENDINOSO

La principal propiedad del tendón es su elasticidad relativa, lo que le permite transmitir las fuerzas desarrolladas por el músculo. Por lo tanto un factor fundamental a tener en cuenta es su capacidad de distensión. En el hombre se ha calculado que la extensibilidad media del tendón se eleva a un 12%, pero esta cifra varía dependiendo del tendón y de la edad, en el embrión y en el niño se distienden más que en el hombre de 20 años , después de los 30 años el tendón se hace menos apto para la distensión (Catcott, 1974).

Otra de las propiedades es su gran flexibilidad, ésta es una propiedad esencial para su función normal ya que el tendón deberá resbalar cerca de protuberancias óseas o a nivel de articulaciones donde los movimientos de flexión y extensión son casi constantes. Todos los tendones resisten muy bien los esfuerzos de tensión, pero la fuerza de ruptura está muy lejos de ser la misma para todos los tendones.

En el hombre se ha calculado que la fuerza de rotura está entre 1.500 y 3.240 Kg / cm; en tanto que el esfuerzo ejercido por los músculos sobre el tendón en condiciones normales no sobrepasa el 25% de la capacidad de resistencia de éste. A pesar de todo, existen una serie de circunstancias decisivas

•

que intervienen en la rotura tendinosa como son el hecho de que la tensión aparezca de forma repentina, o que el tendón estuviera previamente sometido a tensión en el momento en que sobreviene el traumatismo.

Para algunos autores el tendón solo se rompe cuando tiene deficiencias circulatorias que disminuyen su integridad a nivel metabólico, buen ejemplo de este hecho son el conjunto de afecciones tendinosas asociadas a nefropatías. Se han descrito varios casos de rotura espontánea del Tendón de Aquiles en pacientes con insuficiencia renal crónica (Hoffman 1990) y aunque su etiopatogenia se desconoce se reconoce la entidad denominada "tendopatía urémica". Previamente Murison había descrito casos similares aparecidos en un conjunto de 170 pacientes con transplante renal que presentaron cuadros variables, desde tendinitis a roturas espontáneas (Murison 1989). Así mismo se sabe que existe en estos casos una correlación significativa entre los síntomas de tendinitis y la dosis acumulada de esteroides. De estos estudios parece desprenderse que en un 20% de los trasplantes renales se producen con posterioridad tendinopatías, en un periodo de hasta 72 meses después.

El estudio de la resistencia del tendón se realiza a través de tres pruebas físicas, la curva de tracción, la modalidad de ruptura y las propiedades biomecánicas.

La curva de tracción nos indica la resistencia y elasticidad del tendón, se obtiene sometiendo al tendón a una

tracción constante hasta su rotura, de esta forma se obtiene una curva que puede ser dividida en 4 partes (Esquema 3).

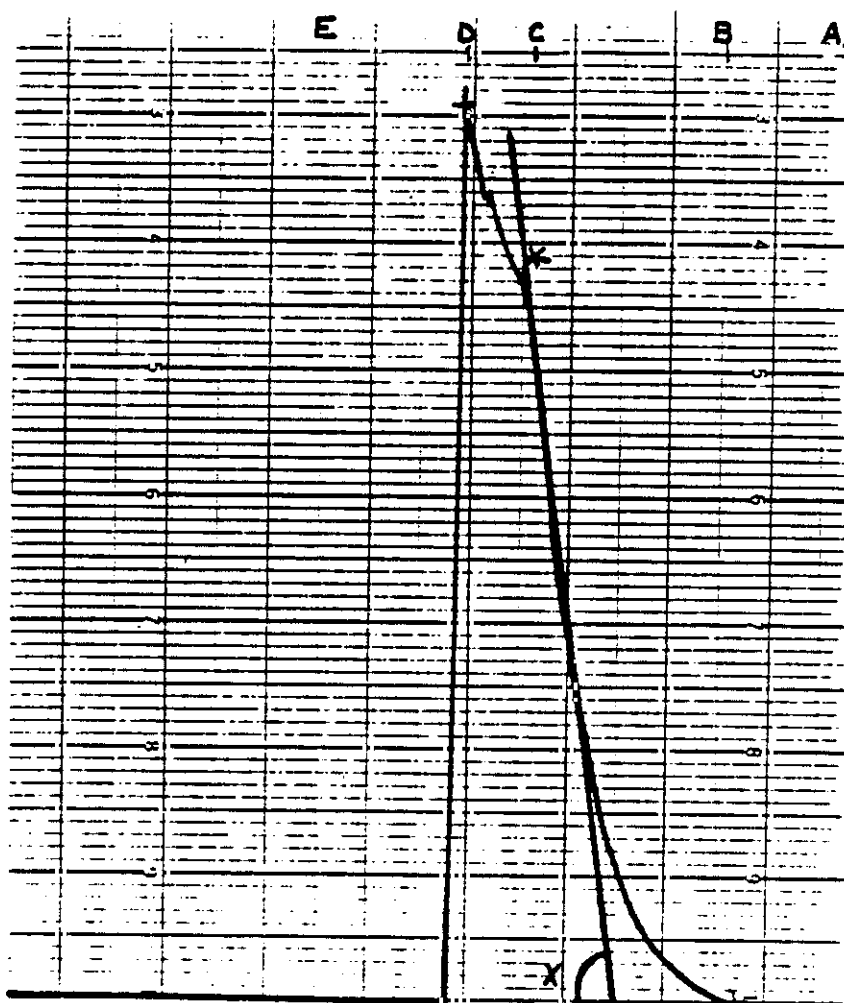
La primera porción se denomina exponencial, es constante y corresponde con la puesta en tensión del tendón. Existe una segunda porción o parte ascendente que representa una función lineal de elongación y traduce la fase viscoelástica del tejido en estudio. Durante esta fase si cesara la fuerza de tracción el tendón recuperaría su longitud original, la curva representa una curva de histéresis.

La tercera parte de la curva de tracción se conoce como fase plástica y es la parte de la curva en la que aparecen los primeros accidentes, en el trazado hasta el momento ascendente, corresponde a la aparición de las primeras lesiones del tendón, si en este momento cesara la fuerza de tracción el tendón quedaría elongado de forma permanente. Esta parte de la curva se encuentra de forma inconstante y con una morfología muy variable debido a la variación del punto de resistencia elástico y hay que señalar que la separación de la fase elástica de la plástica no siempre está netamente reflejada en las curvas.

En este momento la curva llega a un punto que refleja la resistencia máxima del tendón y que corresponde a la fuerza máxima de ruptura y después de este punto se pasa a la cuarta parte del trazado que corresponde a la parte descendente, esta porción descendente puede tener también un trazado muy variable.

Durante la realización de estas curvas podemos definir 5 parámetros que se pueden comparar según el ángulo de tracción para cada tendón o entre dos tendones. Estos parámetros son :

Elongación elástica
 Elongamiento máximo
 Fuerza de resistencia elástica
 Fuerza máxima de ruptura
 Pendiente elástica



Esquema nº 3.- A-B fase exponencial, B-C fase de elongación, C-D fase plástica, D-E fase descendente, X pendiente elástica, * F.R.E. , + F.M.R.

La elongación elástica se define como la longitud del tendón tras someterlo a tracción y determinar su resistencia elástica, con ella termina la fase elástica. Puede evaluarse en mm directamente sobre el eje de abscisas o bien en % con referencia a la elongación inicial del tendón. Es lo que también se conoce como deformación elástica.

La elongación máxima es la longitud del tendón hasta el punto de su resistencia máxima. Se evalúa en mm o en % con referencia a la longitud inicial. Es la deformación máxima hasta la rotura.

La fuerza de resistencia elástica (F.R.E.) es la fuerza lineal de rotura. Se define como la fuerza registrada hasta el primer accidente en la parte ascendente de la curva y traduce el fin de la fase elástica de la elongación. Nosotros este punto no lo hemos encontrado de una forma constante.

La fuerza máxima de ruptura (F.M.R.) es la fuerza registrada al pico de la curva y corresponde con el fin de la fase plástica, es decir con la rotura del sistema.

Por último la pendiente elástica (P.E.) es la pendiente de la parte lineal de la curva de tracción. Se define con el ángulo determinado por la proyección sobre el eje de las abscisas de esta parte lineal de la curva y es inversamente proporcional a la fuerza de tracción necesaria hasta la ruptura.

En cuanto a la modalidad de rotura, segundo parámetro a considerar, se reconocen tres formas de rotura del sistema tendinoso, la ruptura propiamente dicha, la desinserción y la avulsión.

Por último las propiedades biomecánicas vendrán establecidas según unas fórmulas matemáticas. La resistencia a la rotura nos viene expresada por la fuerza máxima de rotura y el módulo de elasticidad que se expresa mediante un coeficiente directamente proporcional a la resistencia e indirectamente proporcional al porcentaje de la elongación máxima, o lo que es igual, la deformación en el momento de rotura.

Berg en 1986 publica un trabajo en el que compara dos métodos de sutura en tendón del triceps del perro con fibra de poliéster nº 2, la de Kessler y una modificación de ésta ("three loop pulley") llegando a la conclusión de que la tenorrafia con esta última técnica alcanza una tensión máxima de ruptura de $38,82 \pm 9,03$ Kg mientras que con la técnica de Kessler es de $15,27 \pm 2,67$ Kg y en ligamento colateral medial de la rodilla, utilizando una sutura monofilamento de polipropileno nº 0, las tensiones máximas de ruptura que obtiene son de $6,36 \pm 0,83$ Kg y para su modificación de $8,00 \pm 1,49$ Kg. (Berg J. y col. 1986).

Pijanowsky realiza un estudio muy interesante comparando las características de tensión de las técnicas de Bunnell-Mayer, Kessler, puntos sueltos y Mason-Allen y

comprueba que los valores de F.M.R. son para cada uno de ellos los siguientes:

Bunnell-Mayer	43,0 \pm 1,6 Nw
Kessler	34,1 \pm 1,9 Nw
Puntos sueltos	21,2 \pm 1,4 Nw
Mason-Allen	22,9 \pm 1,4 Nw

De estos resultados se deduce que la primera forma de tenorrafía es capaz de soportar mayores tensiones con un amplio margen respecto a las demás. (Pijanowski G.J. y col 1989).

Easley trabaja en el flexor superficial del caballo, compara la técnica de Kessler y tres modificaciones de la misma ("double-locking loop", "triple-locking loop" y "three-loop pulley") utilizando como material de sutura nylon monofilamento nº 2 , obtiene como F.M.R. los siguientes valores:

Kessler	14,80 \pm 4,13 Kg
"double-locking loop"	28,01 \pm 4,63 Kg
"triple-locking loop"	32,96 \pm 7,17 Kg
"three-loop pulley"	31,46 \pm 4,03 Kg

Las variaciones en la surtura de Kessler están provistas de una mayor resistencia a la tracción que la técnica original. (Easley K.J. y col. 1990).

Por último Bertone también trabaja en los flexores superficiales, realiza pruebas de tracción comparando tendones no suturados, tendones en los que se aplica la tenorrafia de "double locking loop" con fibra de carbono y tendones en los que se aplica la misma técnica empleando nylon del nº 2 , comprueba que el grupo de tendones en los que se empleó el nylon presenta la máxima resistencia a la tracción ($1179,2 \pm 745,2$ Nw, $3059,4 \pm 68,9$ Nw y $> 7008,8 \pm 2622,2$ Nw). (Bertone A.L. y col. 1990).

PROCESO DE REGENERACION TENDINOSA

El proceso de curación tendinosa se encuentra sometido a las reglas de la cicatrización de los demás tejidos. Como todo proceso de curación implica una síntesis de materias protéicas y se comprende que tampoco en nuestro caso, se pueda soportar la ausencia de éstas o la existencia de afecciones metabólicas que dificulten la asimilación de ellas. Así pues la curación solo puede verificarse si existe un aporte sanguíneo suficiente, en ausencia de infección, con una inmovilización relativa del tendón durante el periodo de convalecencia, una nutrición adecuada y un metabolismo orgánico dentro de los límites fisiológicos.

No todos los tendones tienen la misma capacidad de regeneración, así por ejemplo en el hombre se sabe que los extensores de los dedos y el Tendón de Aquiles en el niño tienen una capacidad de reparación bastante considerable en comparación con la de los flexores.

En el ratón, tras un traumatismo del tendón de Aquiles y de los extensores de las falanges se puede establecer una reparación espontánea y una funcionalidad normal, incluso si es seccionado y colocado en sentido inverso (Catcott 1974). Sin embargo no se produce una recuperación funcional espontánea cuando la sección se realiza en el seno de la vaina de los flexores profundos de las falanges.

En función de la tonicidad muscular, después de la sección de un tendón se produce una solución de continuidad entre los dos extremos retraídos del tendón. La sangre rellena el hueco mediante la formación de un coágulo y comienza el proceso reparador.

La reparación potencial de los tendones ha sido sujeto de muchas controversias, actualmente se sabe que tanto las células intrínsecas como las extrínsecas del tendón participan en los procesos de reparación. Ahora bien, el papel exacto que juegan las células extrínsecas o intrínsecas y el resultado final en la síntesis tendinosa depende de numerosos factores, entre los que encontramos: tipo de tendón, extensión de la lesión sobre la superficie del mismo, aporte vascular, duración del periodo de inmovilización.

Son suficientes solamente tres días para que los fibroblastos se activen y comiencen a multiplicarse. Estas células tienen una procedencia extrínseca (peritendinosas) e intrínseca (epi- y endotendinosas). En el transcurso de una semana el coágulo inicial es sustituido por un tejido fibroso, todo este proceso se lleva a cabo siempre que los bordes de la herida tendinosa estén próximos.

De las células que infiltran el foco, unas tendrán misiones fagocitarias y otras se convertirán en fibroblastos. La síntesis de colágeno llega a hacerse evidente entre los 7-8 días y a los 14 días post-lesión y en este momento el fibroblasto se

-

convierte en la célula predominante. En esta fase, tanto las células como las fibras de colágeno están orientadas de forma perpendicular al eje longitudinal del tendón. La remodelación y reorientación de las fibras a lo largo del eje longitudinal tiene lugar durante los dos meses siguientes. La maduración final del colágeno y la obtención de la óptima fuerza de resistencia a la tensión se desarrollará solo cuando sea capaz de soportar la carga fisiológica.

Todas las estructuras adyacentes al tendón lesionado pueden suministrar tanto componentes celulares como vasculares para la formación del tejido de granulación. Inicialmente son los fibroblastos extrínsecos y las células fagocitarias las que juegan el papel principal en la reacción de reparación. No obstante, pasadas tres semanas de producida la lesión la proliferación de las células del endotendón se hace muy relevante y a las seis semanas toman el control del proceso. La síntesis y degradación continua de colágeno son llevadas a cabo por estos fibroblastos y es lo que da lugar a la remodelación del tejido cicatricial.

A los cuatro meses de producida la lesión la maduración de la herida es completa. Por lo tanto se pueden reconocer las siguientes fases en la recuperación del tendón: formación del coágulo (periodo de inmovilización imprescindible), fibroplasia de la herida, orientación de las fibras de colágeno y por último maduración del tejido con la recuperación de los movimientos funcionales normales (Martinez A. 1991).

Así pues, toda regeneración tendinosa se encuentra dividida en fases claramente diferenciadas que entrañan distintos acontecimientos. Este es un hecho muy importante desde el punto de vista de la evaluación del paciente y de la elección de la técnica quirúrgica a elegir ya que debe ajustarse a las condiciones que ofrecen estos diferentes acontecimientos (Enwemeka 1989).

El hecho de que un tendón esté o no rodeado por una vaina sinovial influye también en cierta medida en el fenómeno regenerativo, a pesar que sigue las mismas fases de la cicatrización. En experiencias realizadas con perros se ha comprobado que la fibroplasia necesaria para la curación tendinosa estaba condicionada por la existencia de una vaina sinovial, en tanto que el tendón era incapaz de sintetizar el mismo tejido.

De hecho las adherencias que se forman entre el tendón y la vaina retrasan la cicatrización, por lo que durante años se creyó que eran perjudiciales y se idearon técnicas quirúrgicas en las que se aislaba el tendón reparado de los tejidos próximos con vainas de polietileno o nylon, pero el resultado era la necrosis de los bordes por una insuficiente vascularización. Actualmente se reconoce que la formación de adherencias es normal en el proceso de reparación. Las adherencias primarias se transformarán en laxas y flexibles después de la total curación y maduración recuperando posteriormente su funcionalismo normal.

También se sabe que si la superficie sinovial no existe o no se encuentra lesionada, la relativa contribución del epitendón y del endotendón estará equilibrada y las adherencias serán mínimas. Sin embargo cuando la superficie sinovial se lesiona, la contribución por parte de las células extrínsecas sobrepasa la capacidad de las intrínsecas y las adherencias serán notables (Martinez 1991).

Uno de los tratamientos existentes para controlar parcialmente la formación de adherencias "a posteriori" es mediante la utilización del ácido hialurónico, que reduce la fibrosis resultante del proceso cicatricial. En algunos casos las adherencias pueden originar cierta rigidez y fijación del tendón oponiéndose a funcionamiento normal.

De todas formas, el factor determinante en esta cuestión es el tipo de organización de las fibras de las adherencias. Si éstas fijan el tendón, es signo de que existe polarización del colágeno en una dirección longitudinal y la totalidad de la estructura se comportará como un bloque compacto y se organizará de tal manera que se opondrá al deslizamiento axial de las subunidades adyacentes. Si por el contrario las adherencias no tienen ninguna acción restrictiva, es que existe una desorganización de las mismas y posteriormente se prestarán a la distensión.

La bioquímica de la formación del colágeno es un proceso de importancia en lo que se refiere a la reestructuración del tendón lesionado. El colágeno es una proteína cuya estructura se compone de cadenas de aminoácidos que se reúnen formando péptidos. Estos aminoácidos tienen un alto porcentaje de glicina al igual que una fuerte proporción de prolina e hidroxiprolina. También poseen metionina en tanto que la cistina y el triptófano se encuentran en pequeñas cantidades.

La formación del colágeno se halla precedida de una multiplicación local de mucopolisacáridos. De todos ellos, el ácido hialurónico, así como los sulfatos de condroitina A, B y C son los más importantes. Estas sustancias son el material básico para la formación del colágeno y aunque solo se conoce su papel parcialmente, se cree que actúan como factores de precipitación del colágeno soluble.

La formación de las fibras de colágeno comienza por la liberación de una sustancia proteica soluble de forma helicoidal que es producida por el fibroblasto. En una segunda fase, tres de estas cadenas se unen mediante puentes intermoleculares cruzados, formando una molécula de tropocolágeno. Esta partícula tiene forma de bastón largo de 3000 Å de longitud y un gancho de 15 Å siendo su peso molecular de 34.000.

El tropocolágeno es la unidad de construcción fundamental de la fibra colágena, muchas de estas partículas se

unen para formar una fibrilla y las fibrillas se unen para formar la fibra de colágeno. Las fibras de tropocolágeno, las fibrillas y las fibras se unen todas por puentes intermoleculares en una especie de ensamblaje con una disposición espacial bien definida. El número y la situación de estas uniones intermoleculares es lo que le confiere su resistencia y elasticidad características.

Los puentes cruzados del nuevo colágeno pueden separarse con facilidad "in vitro" en una solución débilmente salina, disolviéndose hasta las unidades más pequeñas. Sin embargo cuando las fibras de colágeno envejecen pueden darse dos fenómenos, o bien se hace muy difícil disolver sus uniones o pueden ser disueltas por una polimerización reversible propia del envejecimiento, ignorándose cuales son los factores desencadenantes de uno u otro proceso.

La resistencia de los tendones a la tensión disminuye por la acción de ciertas sustancias que modifican el metabolismo del colágeno, la más conocida es el betaaminopropionitrilo. En el hombre se ha comprobado que en las deficiencias de vitamina C se halla impedida la formación de puentes cruzados y la síntesis de las proteínas básicas para la formación de la fibra de colágeno.

Con respecto al tipo de colágeno formado, Williams realizó investigaciones sobre la curación espontánea de las heridas tendinosas en équidos, comprobando que en el tendón normal existe un 100% de colágeno tipo I, mientras que en el tejido cicatricial existe un 20% de colágeno tipo III y el resto es del tipo I

(Williams 1980). Estos hallazgos quedan confirmados posteriormente y se traducen en que las células que intervienen en el proceso regenerativo son extrínsecas , mecánicamente este hecho es importante puesto que este tipo de colágeno tiene una menor resistencia a la tracción.

TECNICAS QUIRURGICAS EMPLEADAS EN LA REPARACION TENDINOSA

Son muchas las técnicas quirúrgicas descritas para la reparación tendinosa. A parte de su diversidad, se han ido modificando dependiendo de los avances tecnológicos y nuevos biomateriales. Según sea la forma del tendón, el tipo de lesión producida, etc..., casi se puede decir que existe una forma de sutura para cada caso. Todas en conjunto tienen unas características generales para obtener el éxito en este tipo de cirugía, que creemos conveniente recordar.

En primer lugar, se recomienda la anestesia general con una buena relajación, a fin de evitar movimientos y traumatismos añadidos a la cirugía. Es importante realizar, si es posible, una hemostasia preventiva para tener una correcta visualización del campo quirúrgico, las incisiones se realizarán longitudinalmente para eliminar en lo posible las cicatrices retráctiles.

El manejo del tejido tendinoso ha de ser muy cuidadoso, se manipulará con gasas humedecidas en solución salina isotónica y a temperatura corporal, por lo que el tendón deberá de permanecer expuesto el menor tiempo posible.

Las medidas de esterilidad deberán ser muy rigurosas, dado que la reactividad tisular a cualquier material en

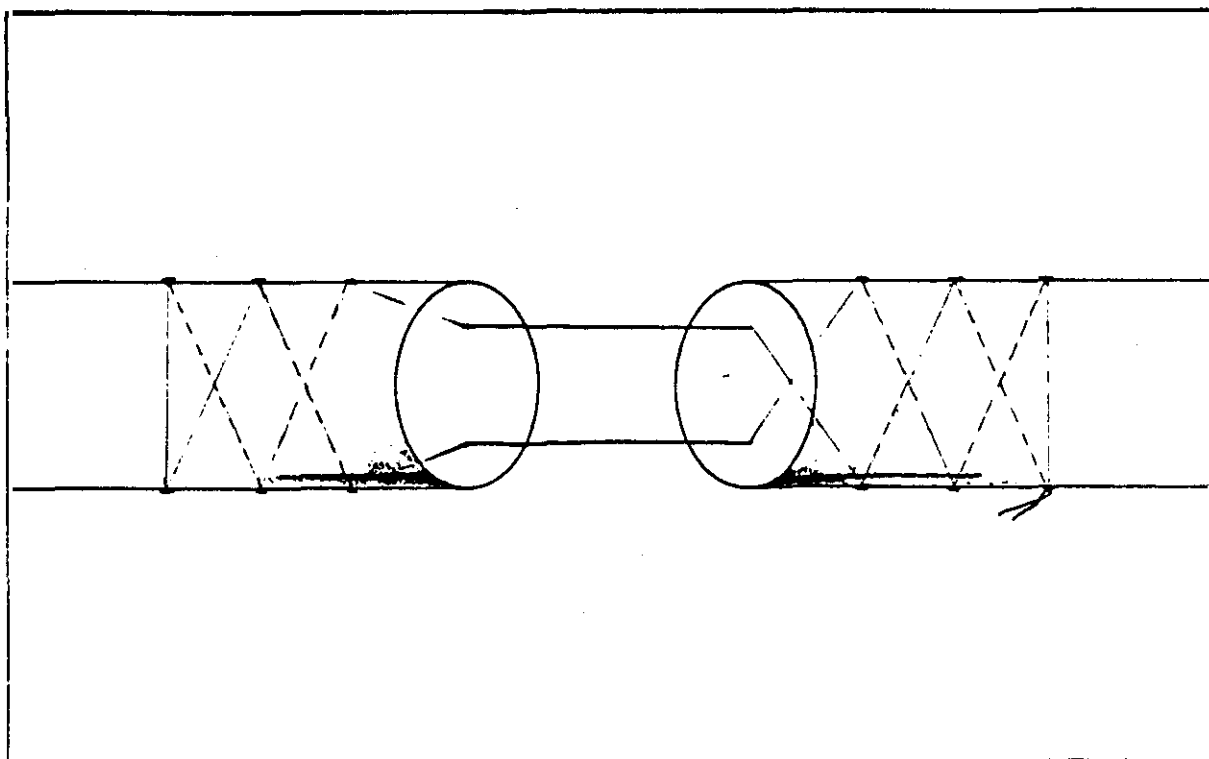
un campo infectado es mucho más alta y la producción de tejido de granulación mucho mayor y con ello la cicatrización se verá seriamente comprometida.

No se debe intentar una reparación primaria de una herida tendinosa si han transcurrido más de 4 horas del accidente o si está muy contaminada. En el primer caso hay que limpiar meticulosamente la herida con un jabón antiséptico y se realizará una desbridación quirúrgica cuidadosa, comenzando desde la periferia de la herida y avanzando de forma centrípeta, agrandándola si fuera necesario con el fin de realizar una correcta disección de los bordes libres del tendón lesionado. Si existe contaminación, se señalarán los extremos tendinosos con sutura y la herida se tratará, una vez eliminada la infección, intentando una reparación secundaria (Archibald 1974). Este mismo autor recomienda la utilización de la sutura de Bunnell-Mayer anudándose entre ambos extremos tendinosos.

De la misma manera podemos definir las características que debe poseer una sutura tendinosa ideal: el anclaje será firme a la vez que simple, para conseguir un acercamiento correcto y suficiente de los bordes del tendón. Cuanto menos material de sutura se incluya, más posibilidades de regeneración habrá y por supuesto la técnica empleada no debe provocar la estrangulación e isquemia del tejido.

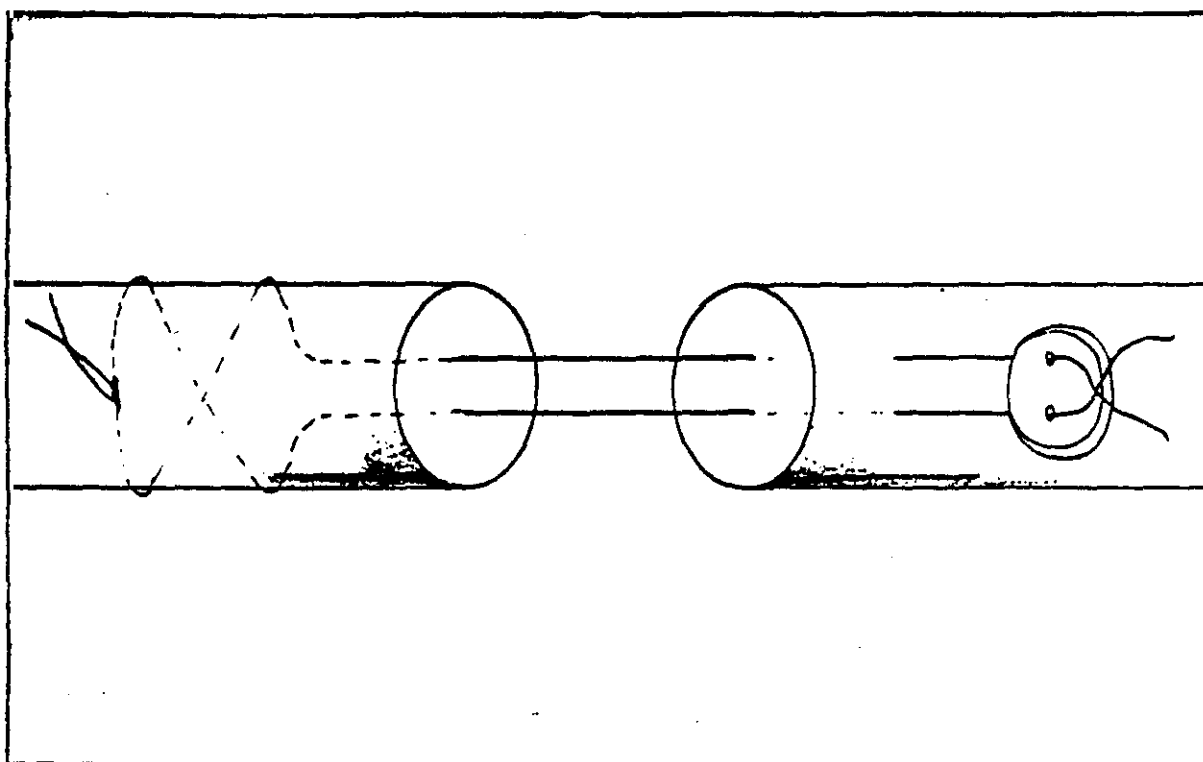
Una de las técnicas de sutura clásica es la de Bunnell-Mayer. Se emplea en la sutura de tendones circulares o

semicirculares y no es aplicable a los tendones planos, utilizándose una aguja recta , pequeña, con seda o acero de bajo calibre (Esquema nº 4). Los puntos se comienzan a 20 mm del muñón y como se aprecia en la figura queda muy poca sutura en la superficie del tendón.

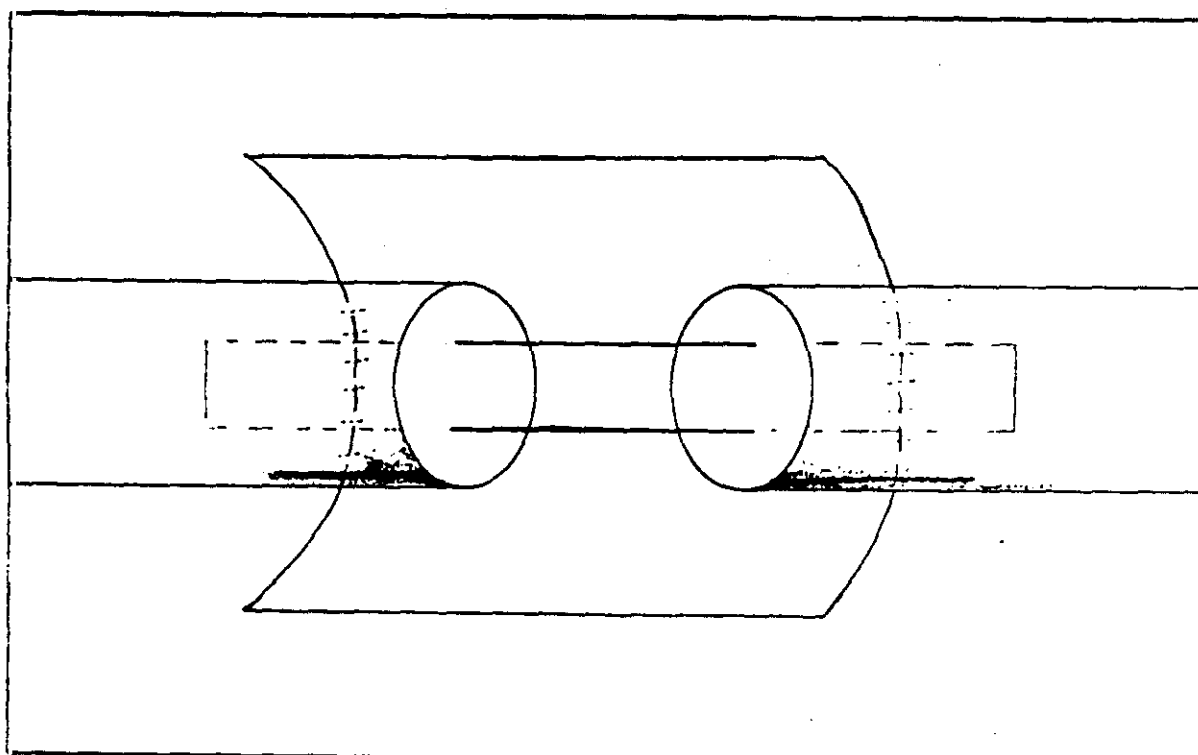


Esquema nº 4.- Sutura de Bunnell- Mayer

Cuando no es aplicable esta sutura se emplea la técnica de los botones (Esquema nº 5), tiene la desventaja de dejar una porción del tendón expuesto y las suturas no quedan bien cubiertas por la zona anastomótica. Está contraindicada en los tendones provistos de vaina y es más aplicable en las zonas donde abunda el tejido conjuntivo laxo.



Esquema nº5.- Técnica de los botones.



Esquema nº 6.- Técnica de elongación de Lange.

También se puede emplear como técnica de sutura la de elongación de Lange , empleada cuando los extremos tendinosos no tienen una longitud suficiente para contactar entre sí, (Esquema nº 6) .

Ammann aconseja la que denomina sutura embutida que resulta similar a la ya diseñada por Bunnell-Mayer, pero emplea aguja recta atraumática. Es una sutura intratendinosa de forma que se conserva la superficie deslizante. Este tipo de sutura la recomienda para los pequeños animales puesto que en los grandes no se evita el desgarro. Otra de las modificaciones que introduce es el anudamiento sobre la superficie del tendón en lugar de realizarlo entre los cabos tendinosos (Ammann 1978).

Berge propone un técnica de sutura consistente en la colocación de dos puntos de sutura que aproximan periféricamente los dos extremos tendinosos en el momento del anudamiento. Recomienda la utilización de catgut, perlón o sutura de alambre en los animales pequeños; mientras que para los grandes la técnica consiste en la realización de dos puntos de sutura que atraviesan longitudinalmente los dos cabos del tendón (Berge 1980) (Esquema nº 7 y 8).

Knecht recomienda la técnica de Bunnell-Mayer, pero empleando hilo de acero y un periodo de inmovilización postquirúrgico que impida las tensiones por pequeñas que sean en la zona de síntesis (Knecht 1981).

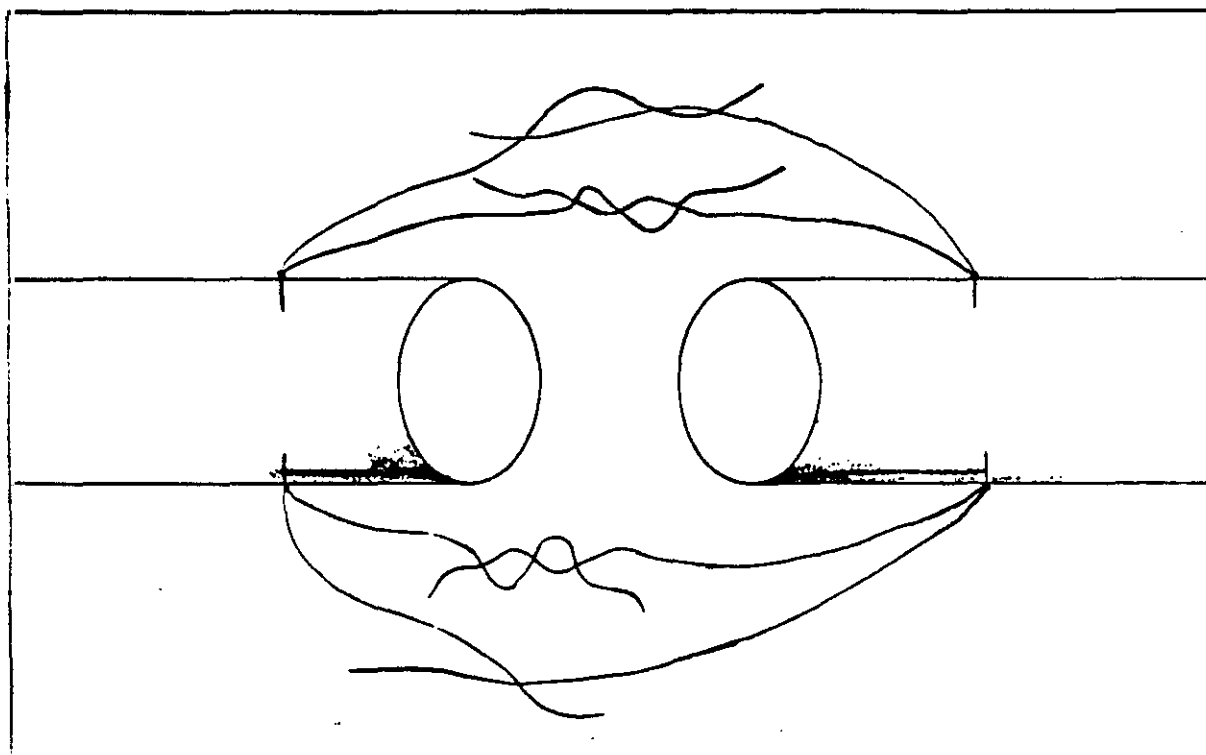
•

Horst-Joachim Christoph, confirma que la sutura tendinosa en ocasiones no tiene los resultados esperados sobre todo en los casos de sección total, ya que tras la cicatrización sobreviene una fase de contracción que puede llegar a impedir el apoyo normal de la extremidad (Horst 1981).

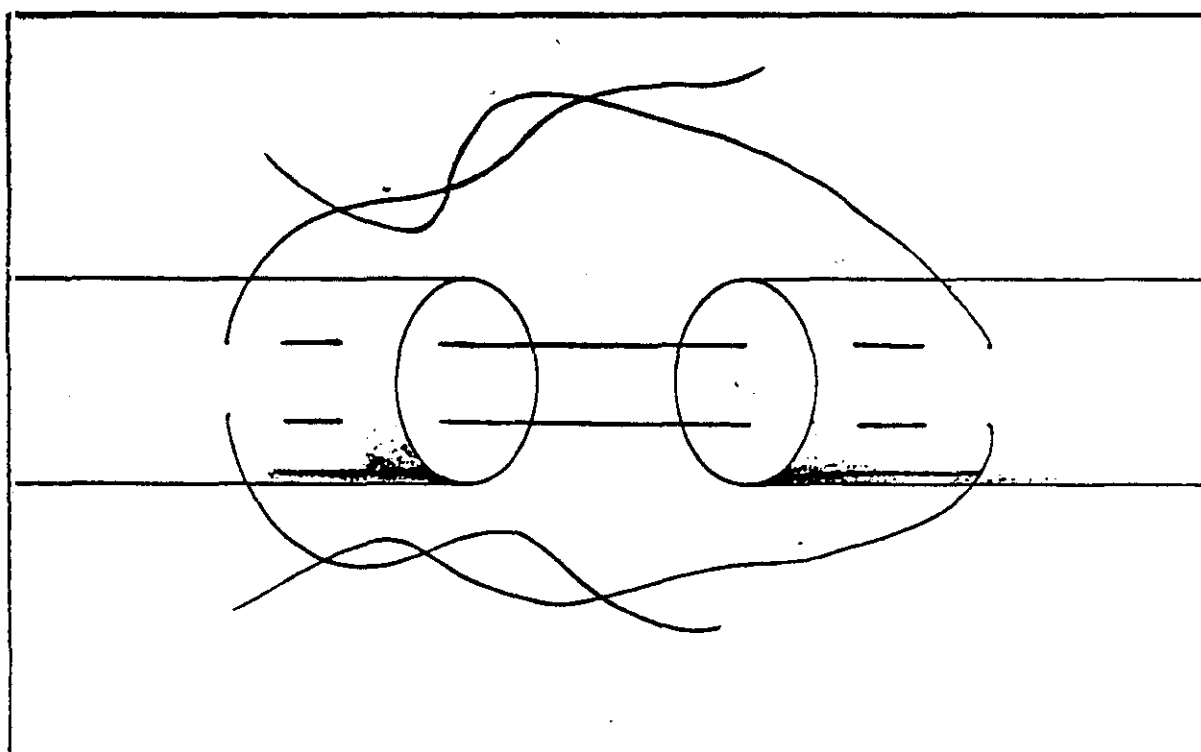
Mansmann al igual que otros investigadores afirma que la sutura más recomendable es la de Bunnell-Mayer y dependiendo de la localización propone la utilización de la fibra de carbono recubierta por una fina vaina de teflón (Masmann 1982).

Brown y Pool trabajaron en la reparación de los tendones flexores del caballo, emplearon las tenorrafias de Kessler ("locking loop") con una ligera modificación para todos los casos en los que existiera pérdida de sustancia entre los extremos tendinosos y la técnica de Bunell-Mayer para los casos en los que no hay dicha pérdida. En todo caso el tipo de material de sutura que recomiendan es la fibra de carbono (Brown y Pool 1983)(Esquema nº 9).

La tenorrafia de Kessler tal vez sea la técnica de sutura tendo-ligamentosa sujeta a más variaciones y aunque autores como Stashak y Slatter las recomiendan en sus tratados de Cirugía y Patología Quirúrgica, actualmente siguen apareciendo modificaciones de ella como las descritas en los trabajos de Pijanowski, Easley y Bertone. (Stashak T.S. 1985, Slatter D.H. 1989, Pijanowski G.J. y col.1989, Easley K.J. y col. 1990 y Bertone A.L. y col. 1990).



Esquema nº 7.- Técnica de Berge para pequeños animales.



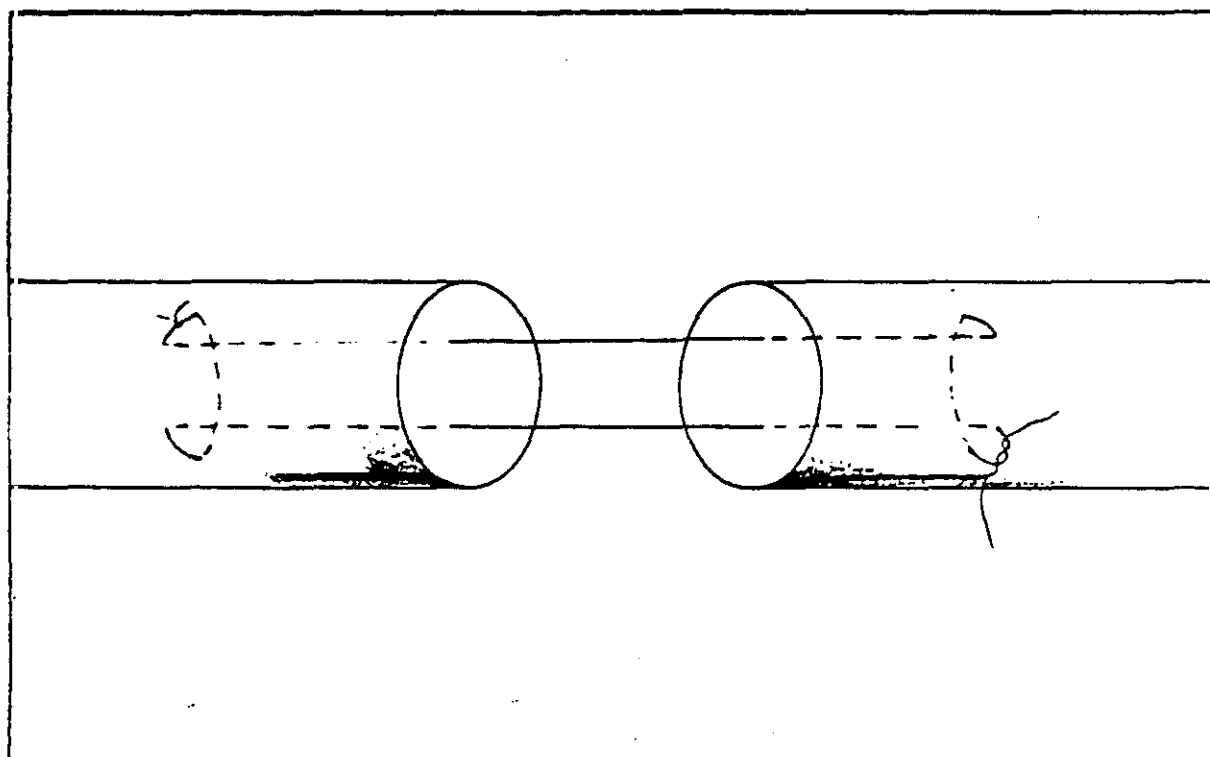
Esquema nº 8 .- Técnica de Berge para grandes animales.

Uno de los diseños más originales, en técnicas de sutura es la que propone Krackow. En ella y para la sutura de tendones, ligamentos o cápsulas articulares al hueso y aplica la sutura continua de Ford.

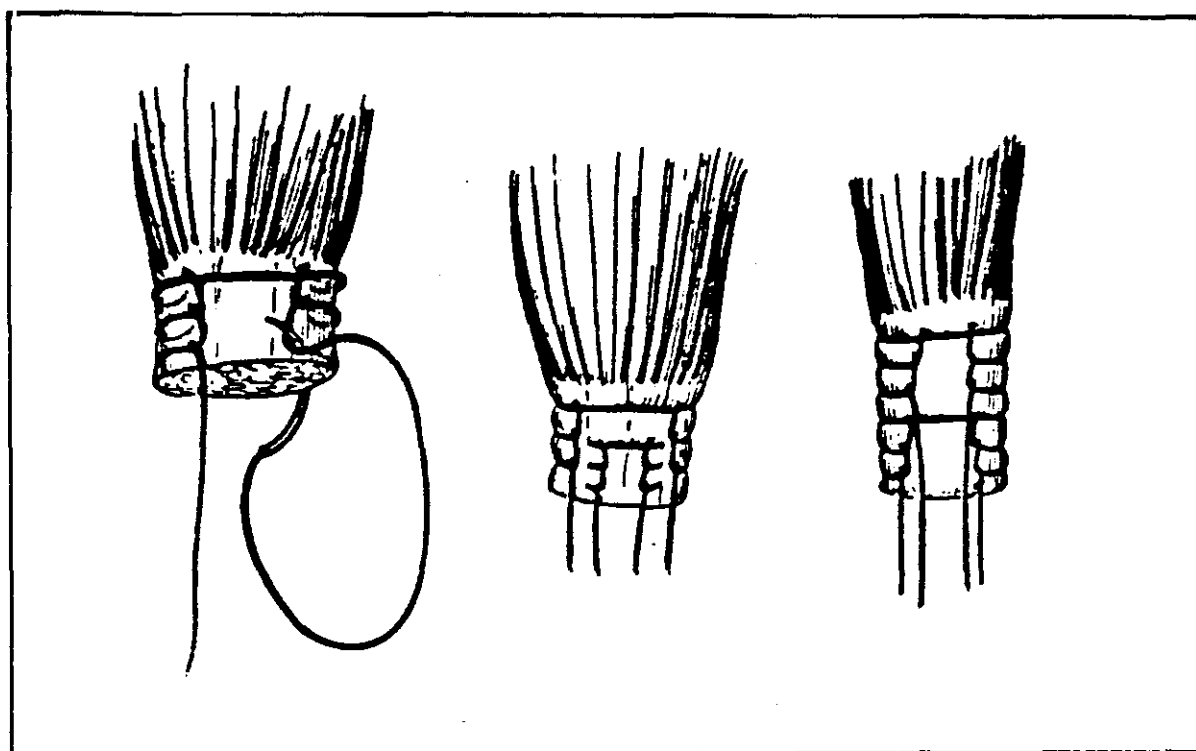
Las ventajas que posee esta técnica es su fácil realización y su resistencia a la flexión y extensión de las estructuras adyacentes en comparación con la de Bunnell-Mayer. (Krackow 1986) (Esquema nº 10).

Se han intentado estos tipos de sutura con diferentes materiales, desde las suturas convencionales hasta los adhesivos biológicos. Así con el cianoacrilato, empleado de forma única, se obtiene una fuerza máxima de ruptura de 9.03 Newtons y con la sutura tipo Kessler la media es de 12.9 a 23 Newtons y la sutura con el adhesivo la media es de 40.2 Newtons. (Bonutti, Weiker y Andrish 1988).

Cetti, propone una nueva técnica de sutura inmovilización postquirúrgica con escayola, con lo que es posible soportar peso inmediatamente después de la intervención, pero limitando los movimientos articulares (Cetti 1988).



Esquema nº 9.- Técnica de Kessler.



Esquema nº 10.- Técnica de Krackow

Otra técnica que permite la movilización precoz del paciente ha sido la descrita por Lieberman y col. que utiliza una prótesis vascular de Dacron desde el extremo proximal al distal, cubriendo el lugar de la anastómosis. La tenorrafia la realiza de todo el conjunto con la técnica de Bunnell-Mayer, mantiene al paciente inmovilizado durante dos semanas y los resultados a los 5 meses postintervención son satisfactorios, volviendo los pacientes a una actividad física normal (Lieberman, Lozman, Czajka y Dougherty 1988).

A lo largo de la revisión realizada, hemos podido comprobar que la técnica de Bunnell-Mayer tal vez sea la forma de tenorrafia más recomendable, pero también hemos apreciado que no es aplicable en determinadas ocasiones. De todas formas no se ha conseguido hasta ahora una técnica lo suficientemente resistente y segura como para evitar los desgarros durante el periodo de inmovilización postoperatoria, las tres primeras semanas de la regeneración tisular serán las que suponen el periodo más crítico.

Así mismo hemos observado que la fibra de carbono (F.C.) ha sido el biomaterial más utilizado y estudiado como prótesis para la sustitución e intento de regeneración del tejido tendinoso. Todavía existe una amplia polémica y las

experiencias encontradas en la bibliografía se contradicen en muchas ocasiones.

LA FIBRA DE CARBONO EN LA REPARACION TENDINOSA

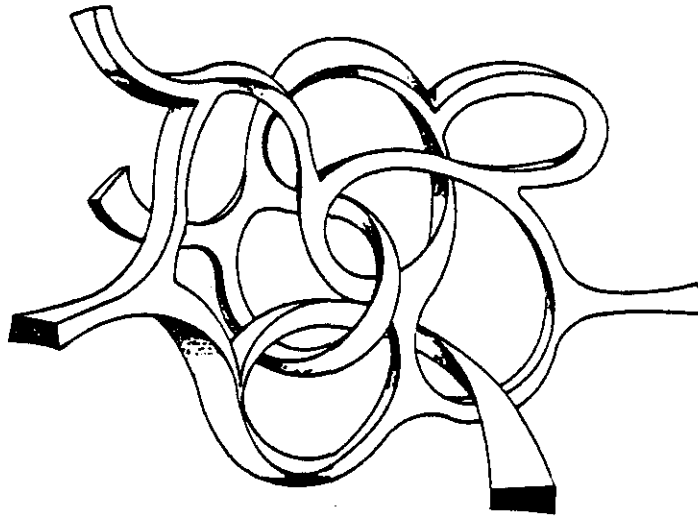
La fibra de carbono desde el punto de vista químico se presenta en forma filamentosa cuya pureza excede al 92%. Estas fibras tienen un diámetro de 5 a 15 μ y su característica física principal es su flexibilidad. Este material se prepara para ser utilizado como material de prótesis tratándolo a bajas temperaturas y mediante reacciones de oxidación con lo cual se consiguen las características de orientación y de material inerte. Esta baja reactividad química del carbono tratado de esta forma fué lo que indujo a su utilización como biomaterial.

Se ha venido empleando en técnicas quirúrgicas ortopédicas, en aplicaciones percutáneas, estomas, fístulas, válvulas cardiacas, membranas de diálisis, etc..

En veterinaria fué Jenkins en 1971 el primero en utilizarlo en ovejas y conejos para inducir la curación de tendones seccionados experimentalmente. En sus estudios sugiere que la alta biocompatibilidad de la fibra de carbono (F.C.) se debe al alto contenido de carbono presente en todos los tejidos y a la pureza de este material (Jenkins 1971 y 1977).

Para su utilización la F.C. se presenta en madejas de 10.000 fibras con un grosor individual de 9-10 micras,

el carbono estructuralmente se organiza en forma de lazos que le dan resistencia y flexibilidad (Esquema nº 11).



Esquema nº 11.- Estructura íntima del carbono cristalino. Forma de lazada o bucle.

Jenkins en 1977 reemplaza el tendón del calcáneo y observa la evolución de los casos durante los 3-4 meses posteriores. Confirma que entre las fibras se organiza un tejido conectivo fibroso nuevo, que tiene una morfología muy semejante al tendón original. Con posterioridad y según alcanza mayor funcionalidad, los elementos primarios se organizan a lo largo de las líneas de stress llegando gradualmente a tener la estructura normal del tendón. Durante este periodo no se observaron reacciones inflamatorias. (Jenkins y col. 1977).

Este mismo autor y continuando con sus investigaciones postula que la F.C. original se fragmenta, dando lugar a porciones de diferentes tamaños y siempre menores. Lo cual indica que la prótesis actúa como un soporte temporal mientras se desarrolla el neotendón. Y que el tendón neoformado podría soportar unas tensiones semejantes a las de un tendón íntegro.

Al año siguiente Vaughan y Edward aportan nuevas experiencias clínicas en perros y équidos haciendo hincapié en que durante el proceso de curación el volumen de tejido fibroso neoformado excede hasta 15 veces el volumen original de la F.C. utilizada como prótesis (Vaughan, Edward 1978).

En estudios posteriores Jenkins confirma que los productos de desintegración de la F.C. se pueden localizar en los ganglios linfáticos regionales y que en las prótesis empleadas para la sustitución de ligamentos intraarticulares, el ritmo de desarrollo del neotendón es mucho más lento que el observado en la sustitución del tendón calcáneo, no existiendo además a este nivel fenómenos de fragmentación. Otra apreciación que realiza es que la matriz primaria de carbono actúa como un andamio a través del cual el nuevo tejido se desarrolla y que los fenómenos de fragmentación y la orientación de la fibra son los factores que estimulan la nueva orientación del colágeno.(Jenkins 1978).

A partir de estas primeras experiencias realmente prometedoras Littlewood propone el implante de F.C. en el interior de los tendones flexores del caballo con la ayuda de trócares espinales (Littlewood 1979). Se ha intentado también el recubrimiento de defectos articulares con F.C. (Minns, 1979). Los estudios se realizaron sobre articulaciones afectadas de enfermedad articular degenerativa suponiendo que si la F.C. era capaz de generar la producción de fibras colágenas, también podría activar la formación de un tejido articular útil. Después de dos meses de observación se comprobó la existencia de un tejido fibroso, blanco que rodeaba al defecto original y daba lugar a una superficie fibrocartilaginosa que facilitaba el movimiento articular. A pesar de estos prometedores comienzos, no hemos vuelto a encontrar bibliografía respecto a la reparación de cartilago con F.C. por lo cual pensamos que en estudios posteriores no se han obtenido los frutos esperados.

En los estudios realizados por Valdez se observa la reacción de la F.C. en el tendón del caballo. A los 30 días el implante se encuentra infiltrado de capilares, fibroblastos, macrófagos y linfocitos. Se demuestra que la desintegración de la F.C. se realiza con la ayuda de macrófagos, en cuyo interior se pueden visualizar partículas del material de prótesis. A los 90 días del implante se observan granulomas múltiples compuestos por fragmentos de F.C. rodeados de macrófagos y una infiltración linfocitaria. El nuevo tejido se ordena paralelamente siguiendo las líneas de estres y líneas tensiles máximas. Además se confirma

que las células del nuevo tejido son de origen peritendinoso y su procedencia exacta es el perineuro y la adventicia de los tejidos cercanos.

Un hecho significativo en este estudio es que la proliferación del tejido de granulación de la superficie proximal de la herida tendinosa es mínima, siendo más marcada la de la porción distal. Así mismo se sugiere que los granulomas de cuerpo extraño se desarrollan como reacción al polímero que acompaña y aglutina los elementos que componen el implante (Valdez 1980). Estos resultados serán confirmados posteriormente por Vaughan mediante experiencias clínicas llevadas a cabo en 34 animales con graves lesiones tendinosas y en los que obtiene un 90% de éxitos, recomendando este biomaterial frente a otros materiales ya probados (Vaughan 1985).

Durante 1980 Jenkins y Denny realizan estudios sobre la utilización de la F.C. como sustituto de los ligamentos cruzados. Este último autor obtiene un 75% de éxitos con la aplicación de la técnica de Paatsama y la F.C. lo cual es un avance importante respecto a los resultados obtenidos con la utilización del Nylon (68.2%). Sin embargo observa que la recuperación funcional es más lenta aunque confiere a la rodilla mayor estabilidad y minimiza los cambios degenerativos posteriores (Jenkins y Denny 1980).

Estas mismas reacciones de cuerpo extraño son observadas por Ralis, quien coloca la F.C. en el seno de diferentes

tejidos y constata la presencia de células gigantes y el aumento de tejido fibroso, así como la desintegración del implante por fagocitosis . Afirma que estas reacciones son dependientes no solo de las características del material sino del tipo de tejido y de la presencia o ausencia de trabajo, de forma que para que la F.C. dé lugar a un neotendón es preciso que sobre el implante existan diferentes tensiones . También observa que cuando la F.C. se coloca en un compartimento sin material fibroblástico cercano, la *formación del neoligamento se hace en un periodo mucho mayor* (Ralis 1981).

Coombs realiza estudios histológicos de la reacción del tejido ante el implante y observa la formación del neotendón al cabo de tres semanas. Afirma que los fibroblastos se estructuran en forma de rosetas rodeando a las fibras y observa que cuando el implante se coloca paralelo al tendón y se sutura sin tensión la respuesta fibroblástica es mínima. De sus estudios sobre la producción de colágeno afirma que el neotendón está formado por colágeno tipo I y una pequeña proporción del tipo III (Coombs 1981).

Paralelamente a este autor, Hutton afirma que macroscópicamente la F.C. induce la formación de tendón, pero que no lo es microscópicamente. Y sus afirmaciones las hace basándose en estudios de microscopia electrónica, puesto que al microscopio óptico es muy difícil diferenciar el neotendón (Hutton 1981).

Los primeros estudios de las propiedades biomecánicas del neotendón en los animales las realiza J. Aragona que implanta la F.C. en una extremidad posterior dejando la otra como testigo. Realiza las pruebas de tensión a las 4 semanas y confirmó que la fuerza máxima de rotura es semejante en las dos extremidades. Además observa una cierta inflamación en la zona de la anastomosis que microscópicamente resulta ser colágeno orientado y a las 12 semanas el volumen del colágeno es similar en grosor al tendón normal (Aragona 1981).

Un estudio muy interesante respecto a las propiedades biomecánicas y la relación F.C.- neotendón lo lleva a cabo Claes. Afirma que las características de extensibilidad elástica que puede poseer un tendón reparado varía en el caso de la F.C. con el número de fibras del implante. Cuantas más fibras contenga el implante mayor elasticidad poseerá el neotendón y aumentando además el número de ángulos en el proceso de preparación y trenzado del implante se incrementará posteriormente su elasticidad. Así los mejores resultados los obtiene con trenzas de 32 cruces con ángulos de 43° , de esta forma obtiene una elasticidad semejante al ligamento en el caso del cruzado anterior al cabo de 12 semanas de la intervención. La elasticidad se ve aumentada de 5 a 10 veces respecto a los implantes unidireccionales, esto es atribuible a la elasticidad flexural reversible de las fibras del neotendón (Claes 1983).

Durante estos estudios preliminares también se comprueba que no existen alteraciones que hagan suponer que la

F.C. es un material carcinógeno. (Tayton 1982). Keith también realiza estudios sobre las características carcinogénicas de la F.C. en 1982. Implanta la F.C. junto al perióstio y en tejido muscular en ratas. Los estudios histológicos se llevan a cabo 17 meses después, no observandose signo alguno de malignidad (Keith 1982).

Más investigaciones sobre la reacción inflamatoria las realiza Wolter. Introduce F.C. en abdomen e intraarticularmente y comprueba la formación de un granuloma de cuerpo extraño importante. La F.C. es englobada y aislada por un tejido inflamatorio normal. Cuando la aglutinación del implante se realiza con una resina epoxi la integración es mala, pero en el caso de la F.C. de forma pura, es excelente (Wolter 1983).

Gleason trabaja en el ligamento colateral medial de la rodilla. Implanta la F.C. con diferentes diámetros, observando los cambios que se producen respecto al tiempo y forma en la fuerza de rotura. Constata que en las 12 semanas postoperatorias estos valores se mantienen estables. Histológicamente se comprueba la reabsorción de la F.C. y el reemplazamiento por un tejido fibroso. También confirman una correlación entre el modo de ruptura y la fuerza de ruptura, según la producción, orientación y organización de las nuevas fibras de colágeno, consecuencia de la fragmentación simultánea de la F.C. (Gleason 1984).

En 1983 trabajan Barclay y Goutallier en la sustitución del ligamento cruzado anterior confirman la formación incompleta de un neoligamento y la ausencia de reacciones adversas a la prótesis (Goutallier 1983 y Barclay 1984). Al año siguiente Leyshon trabaja en la rodilla y reemplaza los ligamentos colaterales, los cruzados o ambos. Posteriormente realiza una artroscopia y observa una infiltración menor en los ligamentos cruzados que en los colaterales y aunque no existe evidencia macroscópica de sinovitis, el proceso inflamatorio era evidente microscópicamente (Leyshon 1984).

Durante este año Howard y Drape reemplazan el Tendón de Aquiles en el hombre y en el perro respectivamente y obtienen buenos resultados en ambos casos. Estos trabajos son confirmados paralelamente por Russell (Howard y Drape 1984, Russell 1984).

A las mismas conclusiones que en trabajos precedentes llega Nixon en sus estudios con los flexores del caballo. Observa la invasión de la prótesis con células histiocitarias, la formación de granulomas, pero sin embargo no encuentra restos de la desintegración en los ganglios regionales. A nivel biomecánico a medida que avanza el proceso de recuperación, los tendones suturados son más resistentes que en los que se ha implantado simplemente y esto lo achaca a la inmadurez del tejido que rodea a las fibras (Nixon 1984).

Burri en este mismo año utiliza la F.C. para fijar las articulaciones esterno-clavicular, acromio-clavicular y la tibiotalariana, en esta última, los resultados son satisfactorios mientras que en las dos precedentes se prefiere una fijación temporal con prótesis metálicas (Burri 1985).

Para Gopalakrishnan la superficie del implante juega un papel esencial en el desarrollo de las adherencias que se establecen en el postoperatorio, así como en la orientación de las fibras de colágeno de nueva formación (Gopalakrishnan 1984).

Los estudios comparativos respecto al empleo de la F.C. y la fibra de poliéster en el reemplazo del Tendón de Aquiles son realizados por Amis, durante los mismos se comprueba que el neotendón formado en los animales en los que se ha utilizado el poliéster es más denso y más compacto que el inducido por la F.C.. Sugiere que estos resultados se producen por la reacción celular asociada a la fragmentación constante del implante y a la escasa respuesta colágena producida en los tendones reemplazados, ya que la presencia permanente de fagocitos inhibe, más que estimula, la actividad fibroblástica y por lo tanto la formación de colágeno (Amis 1984).

También se han realizado estudios de la respuesta tisular de la F.C. frente al teflón (Stein 1984), en los cuales se ha comprobado que la F.C. incrementa significativamente la vascularización de la zona y la formación de colágeno. Además este material favorece también la producción de

una cicatriz fuerte, capaz de soportar físicamente los procesos de migración celular durante la reparación de la herida. De todas formas se ha observado que provoca una ligera reacción de cuerpo extraño .

Goodship compara la reacción tisular a la fibra de carbono, poliéster, nylon y fibra de vidrio en conejos. Los resultados confirman que la F.C. es un material ideal para el reemplazo de ligamentos y tendones. Ninguno de los materiales en estudio presentó una atracción especial sobre las células de los cultivos celulares empleados (Goodship 1985).

En este mismo año Parson realiza unas experiencias inyectando en la articulación de la rodilla de conejo una solución de tetrasilicato de magnesio y en otro grupo F.C. El resultado fué una sinovitis, pero en el segundo caso la alteración no fué ni de la gravedad ni de la duración que en el primer caso, y alterandose mínimamente las propiedades mecánicas del cartilago, así como la cantidad de proteoglicanos (Parson 1984).

También realizó estudios sobre la respuesta tisular a la F.C. (Parson 1985). El patrón básico desde el punto de vista histológico es un núcleo central de F.C. rodeado de fibroblastos y fibras colágenas. El autor opina que esta unidad estructural se desarrolla por la constante irritación de la F.C. En perros se comprueba que al año del reemplazamiento de un tendón con F.C. , el neotendón tiene el 88% de las propiedades mecánicas del tendón normal.

Paralelamente a estos estudios experimentales, se comprueba a nivel clínico que la utilización de la F.C. con ác. láctico como polímero es un material muy apto para la sustitución de ligamentos cruzados y colaterales en la rodilla del hombre (Weiss 1985). Los resultados obtenidos a los dos años revelan una buena vascularización del material protésico y una buena estabilidad articular.

No obstante Amis advierte que se producen fenómenos de elongación del neotendón a menos que se guarde un periodo de inmovilización después de la intervención y que estas elongaciones pueden afectar a los resultados finales (Amis 1984).

Son muchos los estudios que se realizaron durante estos años y no todos son coincidentes. Así como Jenkins sigue recomendando la utilización de la F.C. para la sustitución tendo-ligamentosa, basándose en los ocho años de investigación y aplicación clínica, Claes observa que se producen roturas parciales en un tercio de los implantados aunque confirma la biocompatibilidad (Jenkins 1985 y Claes 1985).

Strover casi responde a los trabajos de Claes, reemplaza el ligamento cruzado anterior con una técnica retrosinovial y con F.C. y realiza un seguimiento artroscópico. Los resultados sugieren que cuando la F.C. se situa con restos de ligamento o se rodea de una vaina de fascia lata y se mantienen

de forma retrossinovial, no se producen las roturas mencionadas y se forma un ligamento cruzado normal (Strover 1985).

A partir de estas fechas se comienza a emplear la F.C. revestida de ácido poliláctico, con lo que se pretende eliminar la reacción inflamatoria provocada por la resina epoxi utilizada como coaptante del implante. A este respecto Fuller y Rosen demuestran que la reacción tisular a la F.C. en cuanto a la formación de neotendón no se modifica y que al cabo de dos semanas de puesto el implante el organismo absorbe al ácido poliláctico y lo sustituye por células que comienzan a producir tejido conjuntivo nuevo y a los 9 meses del implante el nuevo tejido rodea totalmente a las fibras implantadas (Fuller y Rosen 1986).

Durante el año 1986 Alexander confirma todos los resultados precedentes con sus tres años de experiencia clínica y Kersjes describe ampliamente las técnicas quirúrgicas para proceder a implantes y reparación de tendones lesionados (Alexander y Kersjes 1986).

A la luz de estos resultados Thomas realiza un estudio comparativo entre F.C., F.C. y Dacrón , Dacrón y Xenograft , el estudio es principalmente histológico y sus resultados discrepan del resto de los autores. Observa una sinovitis media en todos los casos y la falta de fenómenos regenerativos en los ligamentos intraarticulares. Afirma que ni la F.C. ni el Xenograft son materiales idóneos para el reemplazamiento del ligamento cruzado.

El neoligamento a corto plazo mostraba un crecimiento de tejido fibroso solo en la periferia de las caras de las porciones intraóseas, mientras que el Dacrón mostraba un progresivo crecimiento de tejido fibroso con alguna incorporación de hueso en las fibras más externas, por ello recomienda la utilización de Dacrón (Thomas 1987). Este trabajo está en amplia contradicción con los resultados de Claes en que los mejores resultados obtenidos para esta misma articulación son los que ofrece la F.C. (Claes 1987).

Durante 1987 Evans utiliza la F.C. para reparar el ligamento patelar del cuádriceps femoral obteniendo resultados satisfactorios y Peyrou (Peyrou 1987) la utiliza como prótesis reforzadora en el tratamiento de las inestabilidades de la rodilla.

Es muy interesante el trabajo de Harilainen, este autor realiza dos grupos de trabajo para la reposición del ligamento cruzado anterior, el primero lo forman los pacientes en los que se utiliza una sutura primaria y en el segundo grupo refuerza esta sutura con F.C.; observa mayor estabilidad en el segundo grupo, localizando restos del implante al año de la intervención en situación subsinovial (Harilainen 1987).

Sin embargo Person intenta la recomposición de este mismo ligamento con F.C. , confirmando la ejecución correcta de la técnica, ya que se elimina el movimiento de cajón, pero la F.C. se rompe volviendo la inestabilidad (Person 1987). A

pesar de estas discrepancias, en este año Bray describe la técnica adecuada para la reposición del ligamento cruzado anterior con F.C. por vía endoscópica, obteniendo mejores resultados funcionales que con las técnicas habituales de artrotomía (Bray 1987).

Los datos ofrecidos por Masuko incluyen test de tracción, observan que los ligamentos colaterales mediales reemplazados con F.C. mantienen un 73% de la tensión normal de este ligamento y este valor es muy superior al conseguido mediante el reemplazo con otros materiales (seda 22%). Al M.O. la F.C. se observa recubierta por una fina membrana de tipo ligamentoso observándose tejido conectivo entre las fibrillas de la prótesis. Al M.E. los fibroblastos y macrófagos rodean las fibrillas de la F.C. las cuales estaban recubiertas de fibras colágenas. Todos estos componentes parecen formar una unidad apareciendo comunicaciones entre las diferentes subunidades y todo el conjunto tiene el aspecto de un ligamento de nueva formación.

En contraste con estos resultados, el mismo estudio realizado sobre el ligamento cruzado anterior ofreció resultados diferentes, la formación de esta fina membrana fue nula, así como muy rara la invasión de tejido conectivo. Al test de tracción, estos ligamentos mantenían un 49% de la tensión normal a los 4 meses de la cirugía. Estos resultados tan diferentes sugieren que el reemplazamiento ligamentoso con F.C. es efectivo para ligamentos extraarticulares como el colateral pero inapropiado para los intraarticulares, probablemente debido a su

fragilidad mecánica y las zonas de fricción de cada uno (Masuko 1987).

Los resultados de este trabajo son confirmados parcialmente por Maekisalo, que realiza sus experiencias en cerdos, comprueba que existe una invasión de fibroblastos y células mesenquimatosas alrededor de la prótesis pero un débil crecimiento de tejido en el interior de la misma, no existían adherencias de la prótesis sobre los canales óseos, sometidos a pruebas de tracción se observó que el pico de tensión a la tracción de estos ligamentos reconstruidos era una tercera parte del que tiene un ligamento normal (Maekisalo 1988).

A nivel clínico Bray , compara dos métodos de reposición del ligamento cruzado anterior, por una parte utiliza la técnica de McIntosh tradicional y por otra utiliza la F.C.. Obtiene mejores resultados desde el punto de vista funcional con esta última, pero se presentan más complicaciones secundarias (Bray 1988).

Mendes encontró trabajando sobre los mismos ligamentos un avanzado estado de maduración de la estructura ligamentosa. Existían unos densos lazos de colágeno y asociado a él, las fibrillas formaban una única unidad estructural carbono-colágeno. Además la respuesta fibroblástica estaba acompañada por un incremento de la densidad y anchura de las fibras de colágeno y por una pérdida de la configuración de la unidad

carbono-colágeno, incluso la estructura de este colágeno maduro no es comparable con la de un ligamento normal (Mendes 1988).

Otro trabajo discrepante es el de Amis que estudia el reemplazamiento del ligamento cruzado anterior y compara la biocompatibilidad y propiedades biomecánicas de la F.C. y poliéster. Para este autor no hay justificación en el uso de la fibra de carbono en este reemplazamiento, dado que algunos de los implantes se rompen, lo cual conduce a una nueva inestabilidad articular. Los fragmentos producto de la desintegración del implante conducen a una inflamación crónica y además no se induce la formación de un neoligamento (Amis 1988).

Los estudios bioquímicos de Maekisalo demuestran que durante 16 semanas (postcirugía) la cantidad neta de colágeno expresada en aumentos de hidroxiprolina fué solo la mitad que la del ligamento control. A nivel histológico se comprobó que eran pocos los fibroblastos capaces de producir colágeno en el interior del implante.

Estos resultados junto con los de otros autores anteriores en los que se pone de manifiesto la tensión mecánica hacen evidente, para este autor, la no recomendación de la F.C. como sustitutivo del ligamento cruzado anterior, por su fracaso en la producción de un neoligamento antes de su desintegración (Maekisalo 1989).

Maekisalo realiza dos trabajos más en el año 1989, en el primero estudia la reacción tisular de los diferentes tejidos a la F.C. y al polipropileno, para ello implanta en ratas estos materiales de forma subcutánea, intraperitoneal y en túneles óseos, comprueba que la cantidad de tejido de granulación es mayor en el caso de la F.C., pero que este tejido era menos maduro y peor organizado que el del implante de polipropileno. Sugiere que las diferencias entre la reacción celular primaria y el tejido de maduración cicatricial en el intersticio de estos dos materiales es debido probablemente más a las diferencias estructurales que a la superficie del material.

En el segundo trabajo estudia los tipos de colágeno y fibronectina en casos de sustitución del ligamento cruzado anterior con F.C, recubierta de fascia lata, observa que la fibronectina aparece en los alrededores de la fascia y entre las fibras de carbono de la prótesis. El colágeno tipo III también se encontró, sobre todo en la superficie de la fascia, pero estaba ausente en la prótesis. Esto indica que el tejido del neoligamento después de la reconstrucción con F.C. consiste principalmente en tejido de granulación con una gran cantidad de fibronectina y colágeno tipo III procedente de las células mesenquimatosas, sin la suficiente cantidad del tipo I y con la consiguiente pérdida de fuerza de tracción (Maekisalo 1989).

Este mismo autor también estudia la capacidad de inducción de diferentes materiales a la formación de tejido conectivo. Implanta de forma subcutánea F.C., Polipropileno, un

polímero de politetrafluoroetileno y fibra de grafito. Posteriormente realiza análisis cuantitativos bioquímicos de DNA, RNA, hidroxiprolina y hesoxaminas. La mayor capacidad de inducción parece que la producen el politetrafluoroetileno y el propileno, desde el punto de vista histológico y bioquímico (Maekisalo 1989).

Como se puede comprobar a la vista de esta revisión, tanto la reacción tisular que provoca la fibra de carbono como su nivel de biocompatibilidad siguen estando sujetos a controversia y por lo tanto su papel en el tratamiento de las secciones tendinosas así como en la sustitución de estas estructuras necesariamente son temas de la investigación actual.

EL LASER COMO COADYUVANTE EN LA REGENERACION TISULAR

Desde que en el año 1960 se consigue la primera emisión Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (LASER), uno de los primeros objetivos es conseguir la concentración de esta emisión lumínica por medios ópticos, reduciendo al mínimo la superficie irradiada, lo que da lugar a la aparición de los láseres terapéuticos de alta potencia con efecto fotocoagulador. Estos últimos son la base de los láseres quirúrgicos.

A finales de la década de los 60 se comprueban los efectos bioestimulantes celulares de los láseres de baja potencia (hasta 5 mw). Este tipo de emisión se utiliza para el tratamiento de problemas superficiales o en electroacupuntura ya que la radiación no es capaz de atravesar los estratos dérmicos más superficiales y estas primeras observaciones abren el paso a los láseres de mediana potencia (entre 5 y 8 w). Estos láseres consiguen los mismos efectos a nivel celular que los anteriores pero actúan sobre un volumen tisular considerablemente mayor, pudiendo alcanzar los efectos de la radiación hasta los 5 cm de profundidad.

Dentro de los láseres de mediana potencia se desarrolla el laser infrarrojo (I.R.) en el que se obtiene la emisión laser por un sistema diodo o por semiconductores; la emisión

lumínica en este caso queda dentro de la gama del infrarrojo con una longitud de onda característica (904 nm) y es la que utilizaremos en nuestro trabajo.

EL laser I.R. como cualquier luz laser obedece las leyes normales de la óptica, pudiendose focalizar o desenfocar a través de la fibra óptica y sus cuatro características primarias son, monocromaticidad, coherencia, direccionalidad y brillantez.

La primera característica se obtiene amplificando un solo color (predominante) sobre todos los colores del arco iris ,en nuestro caso resulta una radiación invisible al ojo humano pero que dependiendo de los fabricantes se suplementa con filtros haciendolo visible y de color rojo, en cambio en la radiación He-Ne el color predominante es el verde.

La segunda característica es la coherencia, en base al mecanismo de acción le es inferida a todos los fotones que componen la radiación laser una relación física fija, por lo que todas las ondas oscilan en una misma cadencia.

La direccionalidad permanece invariable en este tipo de radiación independientemente del espacio que recorra.

La cuarta característica es la brillantez. El enorme brillo de la luz laser permite alcanzar, focalizando el haz de la radiación emitido, una densidad de energia tan alta como para permitir la fusión, é incluso, la sublimación de los metales más

duros, como son el acero o el titanio o de las sustancias refractarias como lo es la alúmina. Para una mejor comprensión de este concepto pondremos como ejemplo la comparación entre el brillo de un débil laser He-Ne de 1mw que alcanza $72 \times 10^9 \text{ W/m}^2$, con el del sol que es de 10^7 W/m^2 . Así pues es esta gran cantidad de energía producida y focalizada en una superficie reducida es la que permite obtener de las emisiones laser una elevada densidad de potencia (Corpas 1986, Colls 1987).

La aplicación de la radiación LASER en las ciencias médicas incluye dos campos actuales, la terapéutica física y la cirugía, cada uno de estos campos requiere distinta gama energética.

En los primeros estudios realizados sobre la acción bioestimuladora de la radiación laser a nivel celular, se pudo comprobar que se producían aumentos en la captación de aminoácidos por parte de la célula, concretamente uridina, valina y timidina (Mester 1981).

Posteriormente Saperia apreció que cuando una célula se expone a una bioestimulación laser, a nivel mitocondrial se produce una transformación de ADP en ATP. Si se tienen en cuenta estos dos hechos, podemos comprender que en ciertos procesos patológicos este tipo de radiación puede ser capaz de restablecer la homeostasis perdida (Saperia 1986).

Miranda resume los efectos biológicos de la radiación laser de media y baja potencia en seis puntos (Miranda 1981):

I.- Aumento del flujo sanguíneo por vasodilatación arterial con los consiguientes efectos antiinflamatorios, antiedematosos, tróficos y estimulantes del metabolismo celular.

II.-Modificación de la presión hidrostática intracapilar, con la consiguiente mejora de la absorción de líquidos intersticiales y por tanto, reducción de los edemas .

III.- Aumento del umbral de percepción nerviosa y por lo tanto con acción analgésica.

IV.- Estimulación de la regeneración electrolítica del protoplasma celular con aceleración de los procesos metabólicos.

V.- Estimulación de los sistemas inmunitarios, con aumentos paralelos de la producción de anticuerpos.

VI.- Acción antibacteriana.

Ahora bien, los factores básicos que intervienen en la interacción de la radiación laser de una forma genérica a nivel celular se pueden resumir en cuatro. El primero es el efecto térmico desde el proceso de absorción de fotones, en esta

característica está basada la aplicación quirúrgica de fotocoagulación y diéresis de los tejidos y a este respecto la densidad energética es el factor más importante. Cuando el tejido blando absorbe una pequeña cantidad de energía se calienta, pero al aumentar esta cantidad de energía se produce la muerte celular y si sobrepasamos este dintel energético se provoca la vaporización del material celular dejando un cráter. Se ha comprobado que en el punto de incidencia del laser con el tejido, el agua de éste hierve y se vaporiza dando lugar a la incisión quirúrgica, cuanto menos agua contenga el tejido irradiado más cantidad de energía se necesitará para realizar la incisión.

Otro de los factores es el desarrollo de un retroceso de presión y de ondas elásticas de choque en el tejido, éste es pues un efecto no térmico. El impacto de un haz láser de gran energía produce un desgaste elástico (ultrasónico), así como una onda de presión de retroceso. Como interacción de la energía mecánica de las ondas de presión y de sonido, se puede llegar a una conversión de la energía mecánica en otra de tipo químico y producir cambios químicos. Se da lugar a una reacción fotoquímica cuando los fotones aislados tengan una cantidad de energía suficiente para convertir las moléculas individuales en una o más moléculas diferentes. La mayoría de los efectos fotoquímicos de la radiación aún no se comprenden del todo.

El tercer efecto de la radiación laser a nivel celular consta de los cambios que resultan de la interacción de los enormes campos electromagnéticos asociados con el haz del

laser. Se ha comprobado un aumento de la actividad metabólica evidente por concentraciones anormales de ribosomas a las 24 horas de la radiación y que persistieron durante 20 días. Se comprobó en primer término que las incisiones hechas con laser eran mucho más precisas que las realizadas por un bisturí tradicional. En lo que se refiere al proceso reparador posterior, se observó una migración mas rápida del epitelio en los bordes de la herida, así mismo la fuerza tensil de la cicatriz era más alta en las incisiones realizadas por este método. Este efecto probablemente se deba a la energía que se dispersa en los tejidos circundantes a la incisión (M. Dzinic 1984).

Con esto, nos trasladamos hacia otro campo de la aplicación del laser, el de los efectos bioestimuladores de la radiación a baja y media potencia. Existen muchos informes, sobre todo en la literatura soviética, acerca de los efectos beneficiosos de este tipo de radiación. De todos ellos hemos escogido para la revisión bibliográfica los que nos han parecido que se encuadran mejor en nuestro trabajo.

McKibbin aplica el laser para el tratamiento de tendinopatías obteniendo un resultado satisfactorio en más del 50% de los casos tratados con un tiempo de recuperación significativamente menor que con los métodos habituales (McKibbin 1980) . Posteriormente este mismo autor amplia su primer artículo con otro en el que trata caballos aquejados de tendónitis crónicas que habian sido tratados con puntos de fuego, inyecciones locales de agentes esclerosantes o quirúrgicamente

(splitting, resecciones , trasplantes de fascia, etc...) y obtiene resultados muy positivos (los animales volvieron a los entrenamientos) en periodos de recuperación menores a los habituales (McKibbin 1983).

Roitge afirma que esta radiación acelera el tiempo de recuperación en los pacientes con lesiones de origen deportivo (distensiones, tendinitis) y la emplea bien de forma única o en combinación con otras formas terapéuticas tradicionales (Roitge 1983).

La casuística de Figarolo confirma una mejora en el 90% de los casos tratados en medicina deportiva estableciendo un 65% de resultados óptimos, 18% de resultados buenos y 17% de resultados indiferentes o discretas mejoras en cuanto se refiere al tratamiento de las tendinopatías, también obtiene resultados muy similares en el tratamiento de miotendinosis, observando en todos los casos una disminución del edema así como de los procesos exudativos de la zona afectada (Figarolo 1984).

Las dosis recomendadas varían de unos autores a otros, así McKibbin trata caballos con lesiones de la brida carpiana, desmitis plantar y en casos de hiperplasias linfoides laríngeas. Para la primera patología irradia a 146 Hz/26sg/cm^2 , en el caso de las desmitis plantares agudas a 73 Hz/sg/cm^2 , en estos mismos casos pero crónicos irradia a 292 Hz/sg/cm^2 y en las hiperplasias linfoides laríngeas a 146

Hz/5'/cm² . Obtiene resultados muy satisfactorios en los entrenamientos de los animales tratados, el 80% de estos tiempos son francamente positivos, por ello el autor considera este tipo de radiación como un tratamiento aplicable a estas patologías (McKibbin 1984).

Respecto a regeneración tendinosa Kokino secciona el tendón de Aquiles en rata ,lo sutura y lo irradia a 800Hz/6mn y aprecia una disminución sensible en el tiempo de reparación tendinosa, en todos los casos se observó una reacción de cuerpo extraño alrededor de la sutura y que los fibroblastos encargados del proceso provenian del epitendón (Kokino 1985).

La ausencia de fenómenos tóxicos relacionados con el laser es demostrada por Bassler sobre cultivos celulares de condrocitos articulares humanos (Bassler 1985).

Respecto a la aplicación del laser en tendones Mester afirma que este tipo de radiación de baja intensidad estimula la formación de fibras colágenas al aumentar el metabolismo celular de los fibroblastos, responsables de su producción. También observa durante sus experiencias incrementos en la microcirculación de la zona irradiada (Mester 1985).

Los resultados obtenidos por Naranjo en los casos de tendinitis son tan espectaculares que incluso llega a afirmar que este tipo de radiación puede reemplazar el empleo de

corticosteroides dados sus efectos antiinflamatorios sin inducir efectos secundarios perjudiciales (Naranjo 1986).

Gartner trata diversas tendinopatías obteniendo resultados muy favorables, sobre todo en los casos crónicos en los que tratamientos anteriores habían fracasado (Gartner 1987).

A partir de estas fechas no hemos encontrado publicaciones referentes al empleo del láser en la patología tendinosa, esto nos hace suponer que esta terapia está siendo utilizada en la clínica habitual. No obstante hemos seleccionado una serie de artículos de investigación que creemos interesantes respecto a la acción de este tipo de radiación a otros niveles.

Así Olavi en 1989 demuestra que el laser I.R. (904 nm) aumenta el umbral doloroso significativamente a una dosis de 1.5 J por punto aplicada sobre los denominados puntos "trigger" de varios músculos (Olavi 1989).

También ha sido demostrado que la radiación láser I.R. aumenta el metabolismo y actividad del aspartato amino transferasa y del glutamato deshidrogenasa en función del tiempo de exposición a este tipo de radiación así como de la densidad del flujo energético a nivel del tejido cerebral de la rata (Pikuler y col. 1990).

Utilizando el laser sobre el ojo Sokolovskii ha comprobado que existen cambios de presión, tanto diastólica como

sistólica, a nivel sistémico y a nivel local se produce una activación del sistema antioxidante así como un incremento en el llenado sanguíneo del tracto uveal (Sokolovskii y col. 1990).

La aplicación de laserpuntura en mamíferos produce un aumento del tono del sistema nervioso simpático manifestándose por una disminución de la actividad de la acetilcolinesterasa y aumento de la frecuencia cardíaca por la estimulación del potencial de membrana (Lupyr' y col. 1990).

En esta misma línea están los trabajos de Alliliev, que comprueba en 200 pacientes de estenocardia sometidos a laserterapia que se produce una disminución en el número de ataques y que la dosis de nitroglicerina para tratarlos se reduce sensiblemente, paralelamente comprueba mediante ecocardiografía una mejoría evidente desde el punto de vista hemodinámico (Alliliev y col. 1990).

Moazami realiza una interesante experiencia en dos grupos de conejos aplicando sobre una anastomosis cólica, en un grupo fibrinógeno para su refuerzo, mientras que en un segundo grupo utiliza el fibrinógeno junto con radiación láser, comprueba posteriormente que a la tracción en este último grupo se aumenta significativamente la resistencia de la anastomosis a la tracción y que además las complicaciones clínicas asociadas a esta intervención son menores (Moazami y col. 1990).

Se hace evidente a la vista de todos estos trabajos que la radición láser puede tener un papel importante en el tratamiento de aquellas afecciones en las que sea preciso un aumento de la vascularización de la zona así como incrementos del metabolismo celular o como Moazami investiga en suturas de tejidos que están sometidos a unas ciertas tensiones y deben poder resistirlas tras una intervención qirúrgica.

MATERIAL Y METODOS

MATERIAL Y METODOS

La fase experimental del presente trabajo ha sido llevada a cabo en el tendòn del triceps surae y del semitendinoso (tendo triceps surae, tendo semitendinosus) de conejos de 10 meses de edad y pesos comprendidos entre los 2.200 y 3.200 gr. Los animales han sido alojados en las instalaciones del Departamento de Patologia Animal II de la Facultad de Veterinaria de Madrid. La alimentaciòn ha consistido en pienso compuesto y agua "ad libitum".

Dicha fase experimental se ha dividido en dos grandes bloques :

I.- ESTUDIO DE LA RESISTENCIA A LA TRACCION

Estudio de la resistencia a la tracciòn de:

- Tendones íntegros
- Material de sutura
- Tendòn suturado con la técnica de Bunnel-Mayer.
- Tendón suturado con la técnica diseñada por nosotros.

Los tendones se han obtenido por sacrificio de los animales y disecciòn cuidadosa de los mismos 24 horas antes de la realizaciòn de las pruebas de resistencia. Las muestras se

mantuvieron en solución salina y refrigeración hasta el momento en que se llevaron a cabo.

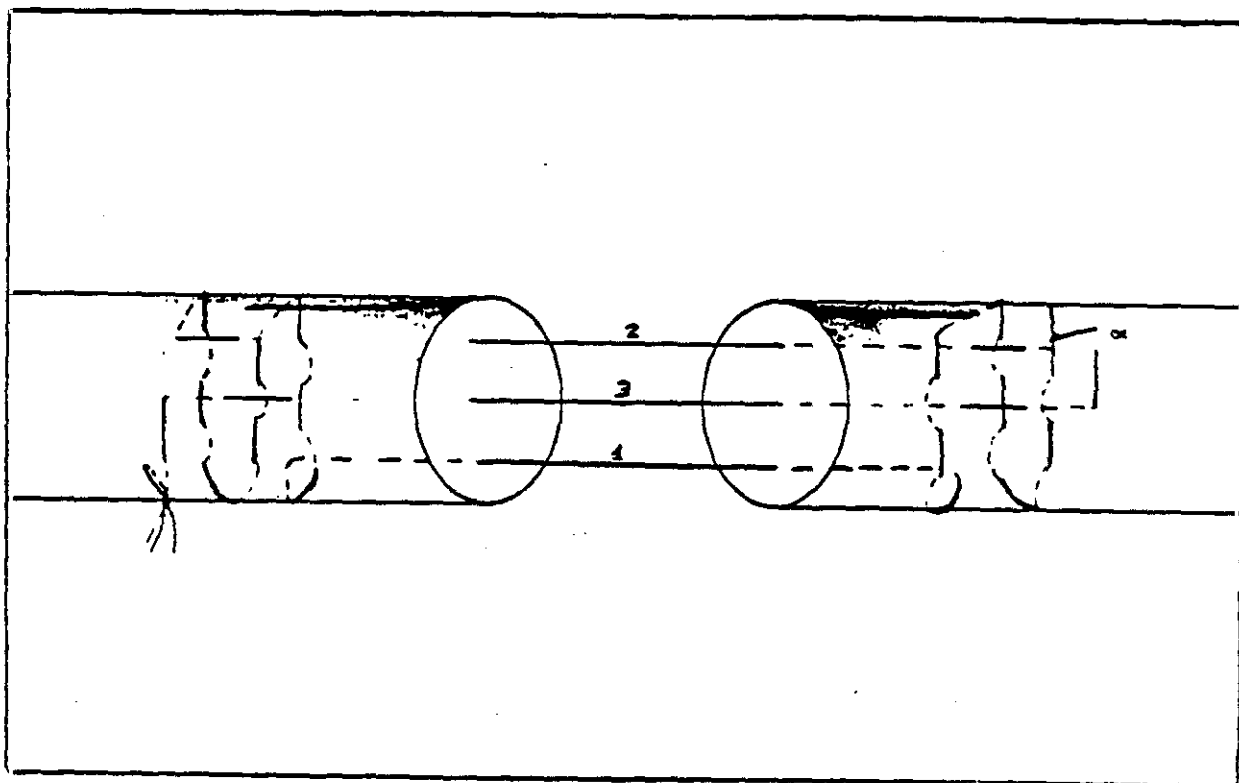
De los materiales de sutura se eligió el Terylene. Es una sutura de poliéster trenzado con un alma torcida para aumentar su resistencia y dar más seguridad al anudado; exteriormente lleva un tratamiento de encerado-siliconado que le da un acabado uniforme y suave. El tamaño elegido ha sido el de 4/0.

La técnica de Bunnell- Mayer ha quedado descrita con anterioridad. La técnica de nuevo diseño consiste en la realización de un punto de sutura que atraviesa los dos cabos tendinosos a tres niveles, perpendicularmente a los bordes del tendón y que se completa con un punto en U paralelo a las fibras del tendón y que va tejiendo una malla con la sutura primera (Esquema12).

El material empleado para las pruebas de resistencia a la tracción es una máquina de tipo Instron convencional que consta de dos mordazas de fijación, de las cuales solo una (la inferior) se desplaza a velocidad constante, seleccionable y con posibilidad de carga diferente.

Dadas las características del tejido en estudio hubo de diseñar una técnica de anclaje especial ya que con el sistema tradicional se producía un deslizamiento de la porción superior tendo-muscular. Dicho sistema se basa en la fijación del

extremo tendinoso con la ayuda de dos placas metálicas adheridas entre sí y al tendón con un adhesivo biológico (cianoacrilato), el anclaje inferior se trató en un principio de realizarlo sobre el calcáneo pero debido a las características anatómicas de esta región se producía la sección del tendón por la propia mordaza, con lo cual las mediciones se han realizado colocando dicha mordaza sobre la región tarso-metatarsiana.



Esquema nº 12.- Técnica de nuevo diseño.

Los resultados obtenidos han sido sometidos a estudios estadísticos conforme al programa Statworks versión 1.2 de MacIntosh y se expresan como media y \pm el error estandar, aplicándose el análisis de la varianza para descartar diferencias por azar. El índice de la "T" de Student no pareada para la prueba.

de significación de promedios. Una probabilidad menor del 5% en favor de la hipótesis de nulidad se consideró estadísticamente significativo.

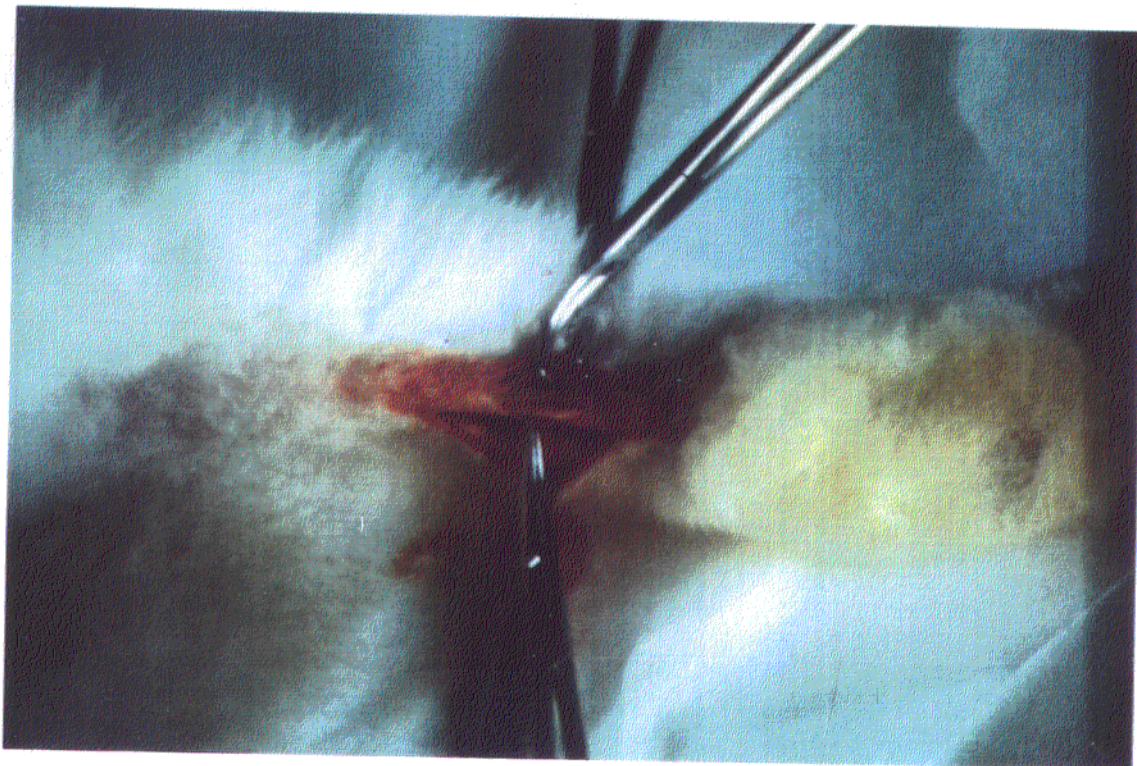
En el grupo A se estableció el coeficiente de regresión para analizar la posible relación de la variable resistencia a la tracción del tendón íntegro en función de la variable peso. Se consideró estadísticamente significativo un coeficiente de regresión superior a dos veces su error estándar.

II.- ESTUDIO DE LA REACCION TISULAR

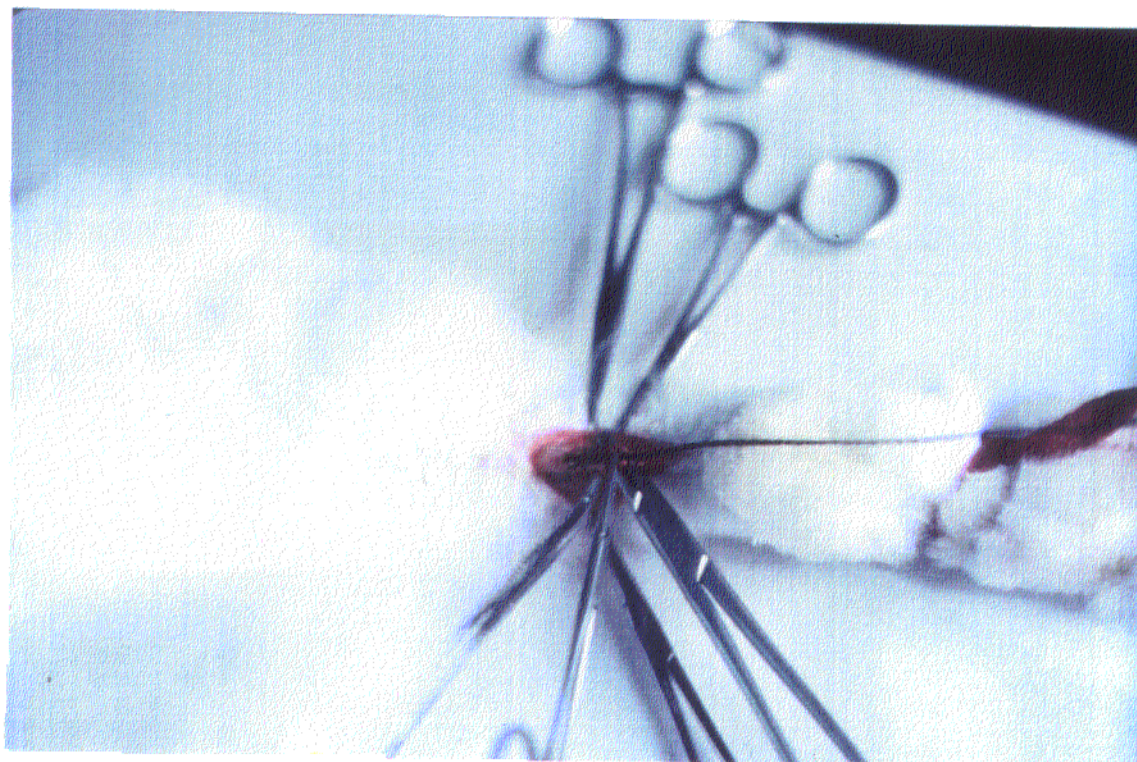
Este segundo bloque experimental se ha realizado a partir y como consecuencia de los resultados obtenidos en el bloque anterior. Se incluyen otros dos grupos en los que se han realizado estudios "in vivo" del proceso de regeneración tendinosa, con la técnica diseñada por nosotros y empleando como coadyuvantes de la regeneración tendinosa, bien fibra de carbono o radiación Laser. En todos los casos la cirugía se realizó bajo anestesia general con agentes inhalatorios y bajo medidas de asepsia rigurosa.

Estos grupos se han realizado de la forma siguiente:

- Grupo A : Estudio de la regeneración tendinosa con nuestra técnica más la aposición de fibra de carbono.



Fotografía nº1.- Disección del campo quirúrgico



Fotografía nº 2.- Aposición de la fibra de carbono.

- Grupo B : Estudio de la regeneración tendinosa con nuestra técnica más la aplicación directa de radiación Laser sobre la zona de la tenorrafia.

Se han utilizado 15 animales para cada uno de estos grupos, los cuales se mantuvieron tras la intervención en jaulas en las que el movimiento fuera limitado, evitando de esta manera la utilización de sistemas inmovilizantes.

La fibra de carbono es la comercializada por la casa Johnson & Johnson, presentada en madejas que fueron cuidadosamente trenzadas en unidades de 2,5 mm y 20 mm de longitud fijándolas paralelamente al tendón con la ayuda del mismo material de sutura empleado para la unión de los extremos tendinosos seccionados. (fotografías nº 1 y 2).

El Laser empleado es un Laser terapéutico de potencia media, con las siguientes características:

- Laser I.R. de Arseniuro de Galio.
- Longitud de onda 904 nm.
- Duración del impulso 200 ns.
- Frecuencia del impulso 1.000 Hz.

Hemos aplicado una densidad de energía de 3,24 J / cm² en una sola sesión directa sobre la zona seccionada y suturada, distribuyendo la radiación sobre tres puntos de la herida tendinosa, uno central en la cara anterior y otros dos en las zonas dorsomedial y dorsolateral.

La comprobación de los resultados se ha llevado a cabo mediante la observación clínica, estudios anatomopatológicos e histológicos realizados tanto en la Facultad de Medicina (U.A.M) como en la Facultad de Veterinaria de Madrid (U.C.M.).

Para el estudio histológico se han fijado las piezas en formol al 10% e incluidas en parafina sintética histotec (Merck). Se realizaron cortes seriados en parafina de 7 micrómetros de grosor con un microtomo tipo Minot (Leitz) 1516 y motor incorporado.

Como técnicas de tinción se han utilizado la convencional de hematoxilina-eosina y el tricrómico de Gallego, observándose las preparaciones con un microscopio Orthoplan (Leitz) acoplando un sistema de luz polarizada.

Los animales se sacrificaron a los 7, 14, 21, 30 días y mensualmente durante un periodo de 12 meses para obtener las muestras del segundo bloque, tendón común del calcáneo (tendo calcaneus communis) y además el ganglio linfático poplíteo correspondiente de la misma extremidad.

Las macrofotografías se realizaron con una máquina fotográfica Yashika con película Kodack Etachrome 400. Las microfotografías se tomaron con una máquina fotográfica Orthomat transistorizada, acoplada al microscopio Orthoplan

mencionado con anterioridad y la película utilizada en este caso
fué Kodack Etachrome 160.

RESULTADOS

RESULTADOS

Los resultados obtenidos en nuestro trabajo serán descritos conforme a los diferentes bloques detallados en el apartado anterior.

BLOQUE I.- ESTUDIO DE LA RESISTENCIA A LA TRACCION

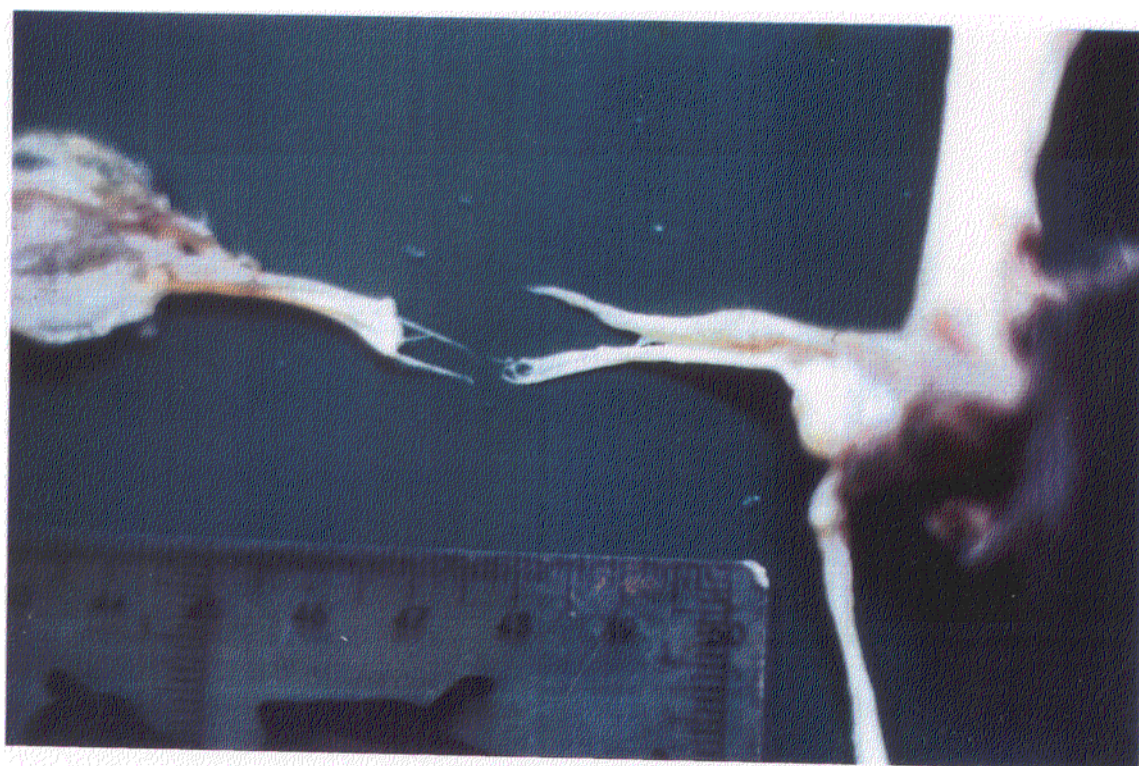
Grupo A.- Estudio de los tendones íntegros

En este primer grupo de pruebas de resistencia a la tracción se incluyen tendones del triceps surae y del semitendinoso de conejo.

Los parámetros analizados en este grupo han sido, peso del animal, pendiente elástica (P.E., °), fuerza de resistencia elástica (F.R.E., Kg) y fuerza máxima de ruptura (F.M.R., Kg).

De las diez muestras sometidas a tracción, 4 de ellas rompieron a fuerzas máximas de ruptura inferiores a 30 Kg, 5 a tensiones comprendidas entre los 30 y 40 Kg, siendo este el intervalo con mayor número de muestras. Por último una muestra rompió a una tensión superior a los 40 Kg. En la tabla I se reflejan

con exactitud los valores de cada una de las muestras. La media y error estandar de este parámetro es de $\bar{x} = 27.8 \pm 3$. La pendiente elástica en este grupo oscila entre los 70° y 90° , siendo la media y error estandar de $\bar{x} = 77.8 \pm 1.8$. En cuanto al punto de F.R.E. varia desde los 6 Kg hasta los 37.5 Kg, la media y error estandar es de $\bar{x} = 25.0 \pm 2.9$. (fotografía n° 3).



Fotografía n° 3.- Rotura por tracción del tendón íntegro del triceps surae y semitendinoso de conejo.

Queremos hacer constar que aunque la mayoría de los puntos iniciales correspondientes a la F.R.E. están diferenciados de los de la F.M.R., en alguna de las muestras se

hacen coincidentes o prácticamente indiferenciables, como ocurre en los números 3 y 5.

Las gráficas obtenidas en el osciloscopio reflejan como se han tenido que utilizar dos gamas diferentes de carga, una de 20 Kg y otra de 50 kg, ya que los valores obtenidos varían entre ambas gamas y puesto que se pretendía conseguir una alta precisión, nos vimos forzados a cambiar la carga en el transcurso de la realización de las pruebas. Estos cambios quedan perfectamente reflejados en las gráficas como un punto de inflexión muy brusco que va seguido de un nuevo trazado ascendente correspondiente a una nueva puesta en tensión del tendón (Gráficas 1-10 del apéndice I).

En cuanto al peso de los animales la media y error estandar calculado es de $\bar{x} = 2.5 \pm 0.2$.

También se pueden apreciar en la tabla I los pesos de los diferentes animales incluidos en las pruebas. Sometimos estos valores a tratamiento estadístico, comprobando que dichos valores están relacionados según una función lineal que queda reflejada por la siguiente ecuación :

$$\text{Resistencia} = 12.8 \times (-4.5) \pm 0.64$$

En la figura nº 1 se puede observar la representación de la mencionada función. El estudio realizado con la F de

Snedecor nos dà una pendiente de 0.007 lo cual dá muestra de su alta significaciòn.

TABLA I

	Peso del animal (Kg)	F.M.R. (Kg)	F.R.E. (Kg)	P.E. (°)
1	2.05	21.5	19.5	70.0
2	2.10	14.0	6.0	90.0
3	2.10	30.5	30.5	78.0
4	2.15	30.5	27.0	79.9
5	2.20	18.0	18.0	72.0
6	2.25	30.5	30.0	72.5
7	2.30	19.8	19.7	82.0
8	3.30	35.0	30.5	79.0
9	3.35	39.5	31.5	80.0
10	3.40	40.8	37.5	75.0
\bar{x}	2.5 ± 0.2	27.8 ± 3	25 ± 2.9	77.8 ± 1.8

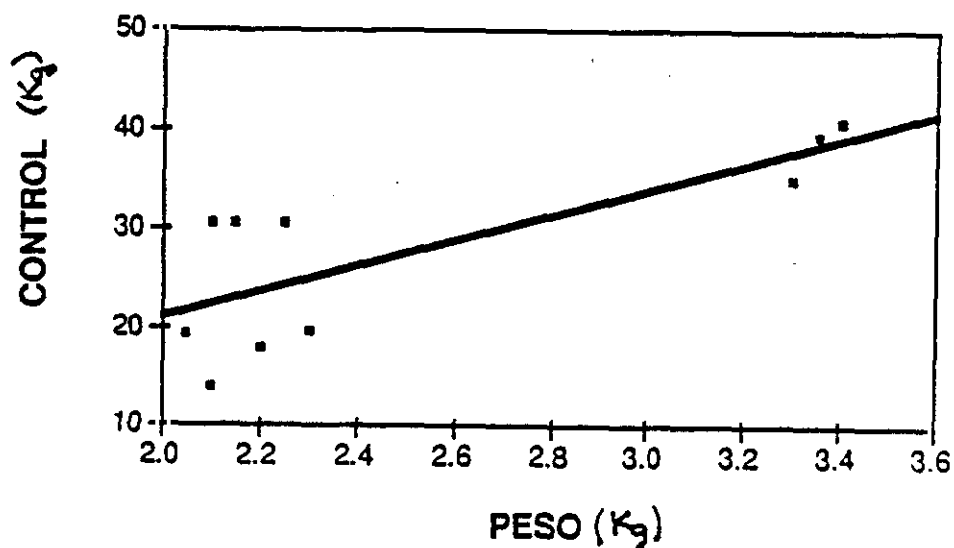


Figura nº1.- Representación de la función peso- tensión

En todas las gráficas registradas por el osciloscopio se puede observar como la fase de puesta en tensión del tendón, incluso hasta el punto de fuerza máxima de ruptura, es un trazado ascendente, progresivo y más rápido que la fase descendente; haciéndose variable dependiendo de la muestra sometida a tensión. De esta forma en la mayoría de las muestras estudiadas estos trazados son líneas con bruscos desniveles que reflejan la rotura de los diferentes grupos de fibras en los que se ha ido rompiendo el tendón. Los haces de fibrillas tendinosas que van quedando son capaces de volver a soportar nuevas tensiones y resistir otras fuerzas de rotura, aunque por supuesto son inferiores a la del punto de FMR, llegando finalmente a la sección completa del tendón. (Gráficas 1, 2, 4, 5, 6, 7, 9 del apéndice I).

Grupo B.- Estudio del material de sutura

Este segundo bloque corresponde a las pruebas de tensión realizadas con el material de sutura anteriormente mencionado. Los resultados obtenidos se reflejan en la tabla II. En ella podemos apreciar los valores correspondientes a la P.E., la F.R.E. y la F.M.R. Con respecto al primer dato, sus valores van desde los 31° hasta los 89°, siendo su media y error estandar de 68.4 ± 5.1 . En cuanto a la F.R.E. los resultados arrojan valores menos dispares y van desde los 1.15 Kg hasta los 2.2 Kg., siendo su media y error estandar de 1.7 ± 0.1 . La F.M.R. tiene variaciones muy pequeñas con una media y error estandar de $\bar{x} = 2.05 \pm 0.04$.

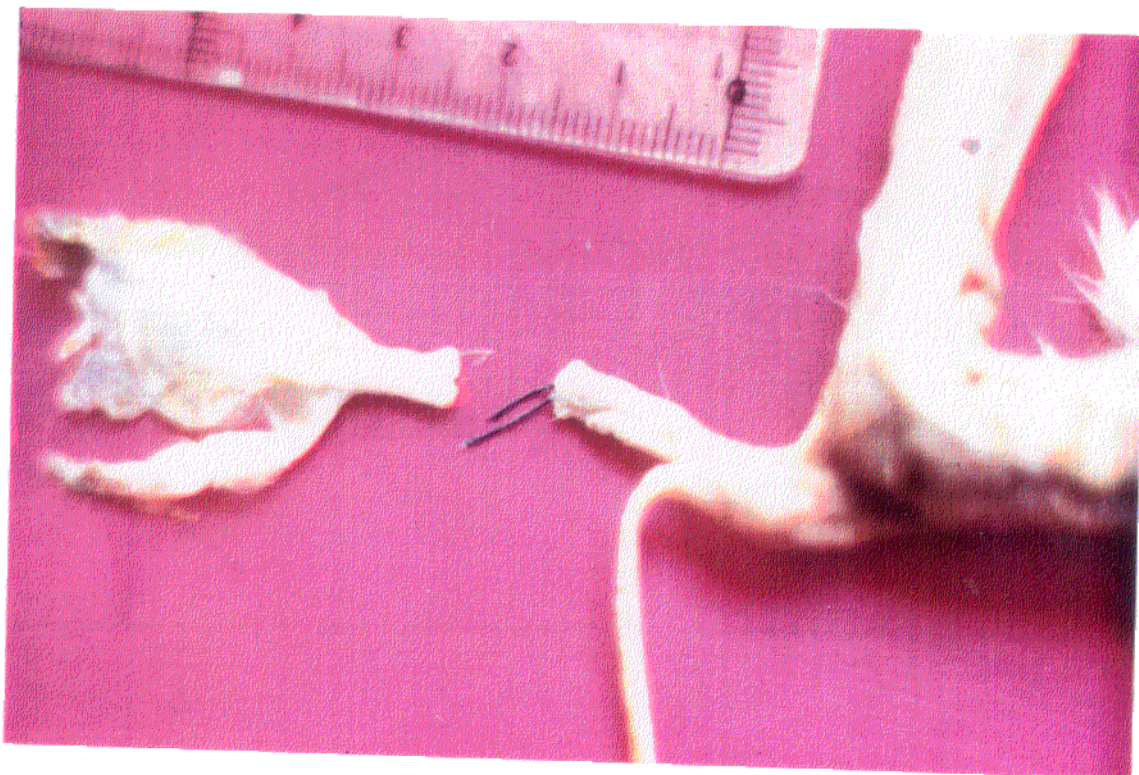
Para la realización de las gráficas se ha utilizado una carga de 10 Kg y se pueden apreciar trazados ascendentes hasta el punto de FMR. Dichos trazados son progresivos similares a los del grupo anterior, sin embargo el trazado posterior a este punto es muy brusco y rápido en este grupo. Esto es sin duda debido a que el material de sutura llega a soportar una fuerza determinada rompiendose bruscamente y de una sola vez todos sus componentes (Gráficas 11-20 del apéndice I).

TABLA II

	FMR	FRE	PE
	(Kg)	(Kg)	(°)
1	1.8	1.15	72.0
2	2.0	1.75	67.5
3	2.0	1.85	53.0
4	2.0	2.00	77.5
5	2.0	1.45	68.0
6	2.0	2.00	70.0
7	2.1	2.10	82.0
8	2.1	1.15	31.0
9	2.2	2.20	89.0
10	2.3	1.25	74.0
\bar{x}	2.05 ± 0.04	1.7 ± 0.1	68.4 ± 5.1

**Grupo C.- Estudio del tendón suturado con
la técnica de Bunnell-Mayer.**

En el presente grupo se analiza la P.E., F.R.E. y la F.M.R. de los tendones seccionados y posteriormente suturados mediante la técnica de Bunnell-Mayer, todos los datos obtenidos están reflejados en la tabla III. Los valores obtenidos para la P.E. han oscilado entre los 51° y los 89.5° siendo su media y error estandar de 66.7 ± 4.0 . El punto de F.R.E. varió desde los 1.9 Kg hasta los 4.1 Kg teniendo como media y error estandar $\bar{x} = 3.2 \pm 0.2$. Los valores obtenidos para la FMR oscilaron entre los 3.5 y los 4.4 Kg. y la media y error estandar fueron de $\bar{x} = 3.92 \pm 0.1$ (fotografía nº4).



**Fotografía nº4.- Rotura por tracción de la tenorrafia
de Bunnell- Mayer.**

La carga que utilizamos para este grupo ha sido de 20 Kg. Se puede apreciar en las gráficas que el trazado tiene una fase ascendente, que es generalmente continua, progresiva y rápida, a excepción de las muestras 3 y 8 en las que punto de F.M.R. se alcanza tras un largo periodo de tensiones, una vez que es alcanzado este punto se produce el descenso de forma brusca, tal y como ocurría en el segundo grupo, excepto en las muestras 7 y 8, en las que la fase de descenso se produce en dos tiempos, correspondiendo el final de cada una de ellas con la ruptura de cada uno de los hilos de sutura que implica la técnica de Bunnell-Mayer. (Gráficas 21-30 del apéndice I).

TABLA III

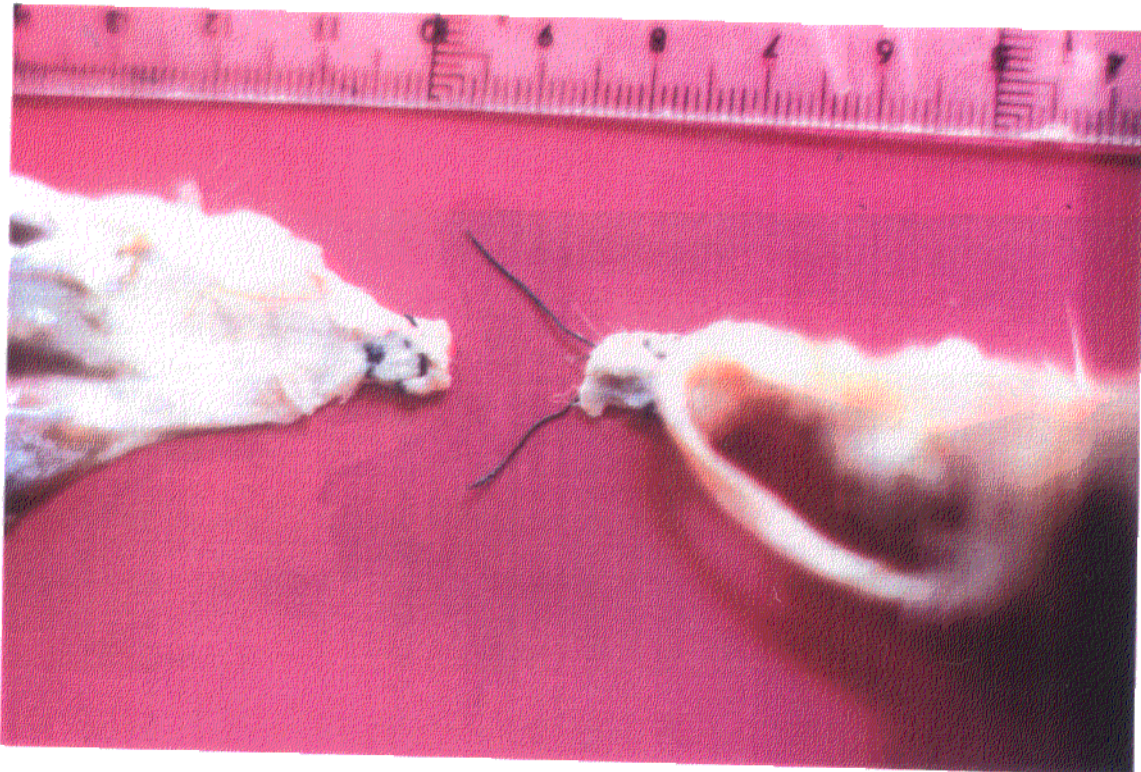
	FRM (Kg)	F.R.E. (Kg)	P.E. (°)
1	3.5	1.9	89.5
2	3.6	3.3	64.0
3	3.7	2.1	86.0
4	3.8	3.4	51.0
5	3.9	3.0	68.0
6	4.0	4.0	62.5
7	4.0	3.5	51.8
8	4.2	4.1	61.0
9	4.4	3.4	68.0
10	4.4	3.6	65.0
\bar{x}	3.92 ± 0.1	3.2 ± 0.2	66.7 ± 4.0

**Grupo D.- Estudio del tendón suturado según la
técnica de nuestro diseño.**

Este último grupo lo componen las pruebas realizadas sobre tendones suturados con nuestra técnica y los parámetros analizados han sido los mismos que en los grupos anteriores detallados en la tabla IV. La P.E. osciló entre los 59° y los 86° con una media y error estandar de 73.5 ± 3.0 . La F.R.E. tuvo valores que variaron desde los 5.9 Kg hasta los 9.9 Kg con una media y error estandar de 7.2 ± 0.4 . El punto de FMR fué desde los 7 hasta los 9.9 Kg, siendo la media y error estandar de $\bar{X} = 8.1 \pm 0.2$. (fotografía nº 5)

TABLA IV

	FMR (Kg)	F.R.E. (Kg)	P.E. (°)
1	7.0	7.0	82
2	7.7	7.1	59
3	7.8	7.8	70
4	7.8	7.6	83
5	7.9	5.9	78
6	8.0	7.6	68
7	8.1	6.0	63
8	8.2	6.2	80
9	8.8	6.4	66
10	9.9	9.9	86
\bar{X}	8.1 ± 0.2	7.2 ± 0.4	73.5 ± 3.0



Fotografía nº5.- Rotura por tracción de la tenorrafia con la sutura de nuestro diseño.

Para el registro de estos trazados se utilizó la gama de 10 Kg. y podemos observar en los trazados registrados de este grupo la fase ascendente constante, progresiva y rápida, en la mayoría de ellas, hasta llegar al punto de FMR. pero el registro del descenso es muy variable y aunque en 6 de las diez muestras el trazado es una línea que desciende lentamente y van registrándose tensiones menores, cuatro de ellas lo hacen de forma brusca, lo cual indica que en el caso de los primeros trazados la rotura de los tres hilos de sutura que mantienen la unión de los extremos tendinosos va produciéndose en diferentes momentos; es decir, esta sutura soporta diferentes tensiones en distintos tiempos, al igual que el comportamiento del tendón

natural, aunque también cabe la posibilidad de una rotura del conjunto como lo demuestran cuatro de las gráficas. (Gráficas 31-40 del apéndice I).

Comparando los resultados de este último grupo se puede apreciar claramente como en la técnica por nosotros diseñada, solo se incluye un hilo más de sutura, pero la distribución de las fuerzas es muy diferente respecto a la técnica de Bunnell-Mayer.

En números absolutos podemos decir que la técnica diseñada por nosotros es capaz de resistir más del doble de la FMR. que la de Bunnell-Mayer y si comparamos las medias de ambos grupos esto se hace aún más evidente.

Grupo 3	$\bar{x} = 3.92 \pm 0.1$
Grupo 4	$\bar{x} = 8.1 \pm 0.2$

Sometiendo estos datos a tratamiento estadístico hemos encontrado que el coeficiente de correlación entre estos dos grupos es de 0.8 con un coeficiente de regresión > 0.5 , lo cual indica que la nueva técnica mejora en un 110% la FMR en comparación a la técnica de Bunnell-Mayer.

BLOQUE II.- ESTUDIO DE LA REACCION TISULAR

Con respecto a las **observaciones clínicas y macroscópicas** que realizamos durante la vida y tras el sacrificio de los animales del segundo bloque, hemos de señalar que en ninguno de ellos se apreció fallo de la síntesis tendinosa. A la palpación no percibimos separación de los extremos tendinosos.(fotografías 6 y 7).

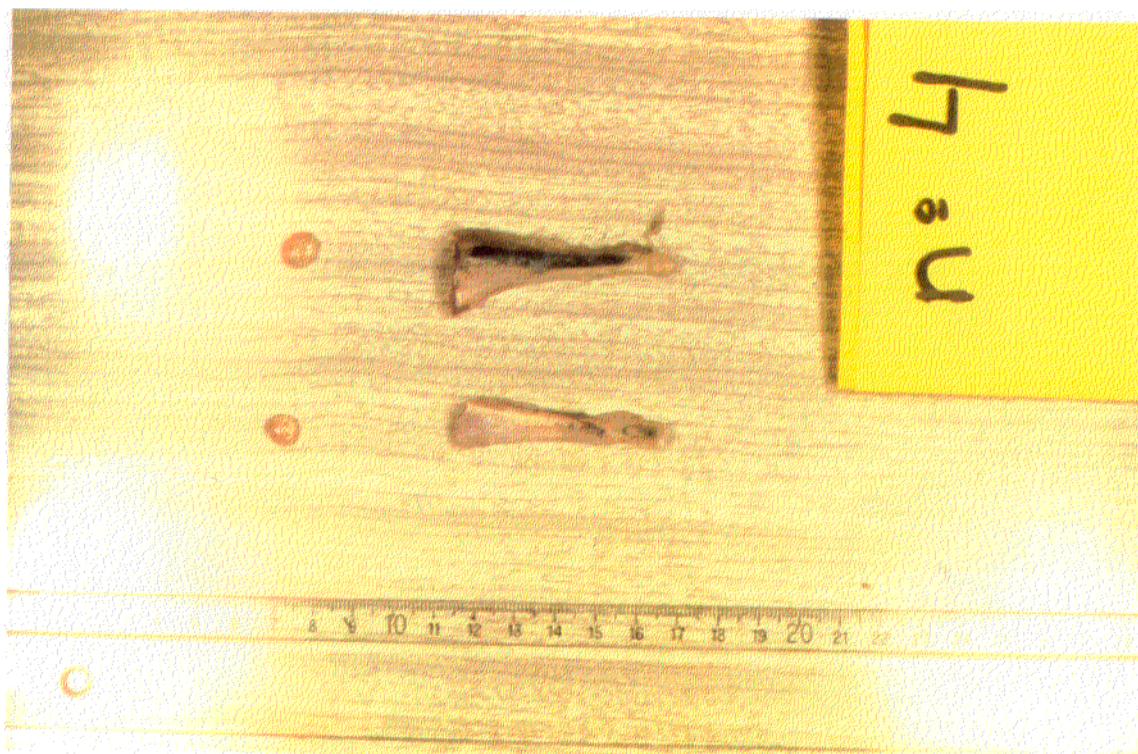
En el grupo A donde se implantó la F.C., se encontró en todos los casos un incremento en el grosor, así como una superficie irregular sobre la zona del implante, desde los siete días hasta los doce meses; ello es debido al volumen propio de la F.C. y a la reacción tisular correspondiente.

En cuanto a los tendones irradiados, el tamaño a la palpación, prácticamente era normal, con una leve irregularidad sobre la zona de sutura en los tendones de los 7 hasta los 30 días postintervención.

Ninguno de los animales presentó cojera y en cuanto a la cicatrización del plano cutáneo fué completa y por primera intención, no existiendo problema de rechazo de la sutura ni de la F.C.



Fotografía nº 6.- Muestras de tendón y gánglio con F.C.



Fotografía nº 7.- Muestras de tendón tratados con laser y gánglio.

Para el **estudio histológico**, hemos dividido las muestras de los dos grupos (**A**, tenorrafia realizada con F.C. y sutura de poliester y **B**, tenorrafia realizada con sutura de poliester más irradiación con laser) en tres subgrupos para realizar su valoración, dependiendo del periodo en que se tomó la misma tras la intervención quirúrgica:

- **A₁ y B₁**: se incluyen los tendones y ganglios linfáticos poplíteos correspondientes desde los 7 días hasta los 2 meses.

- **A₂ y B₂**: muestras tomadas desde los 3 meses hasta los 7 meses.

- **A₃ y B₃**: desde los 8 meses hasta los 12 meses .

En el subgrupo A₁ histológicamente hemos podido observar, en el tendón común del calcáneo con la F.C., una reacción inflamatoria muy intensa con zonas de congestión; así como en alguno de ellos (15 días) una reacción de cuerpo extraño tipo granulomatoso. En estos cortes la zona cicatricial se hace evidente, así como áreas de abundante vascularización. A partir del sacrificio correspondiente a los 30 días se aprecia una mayor fibroplasia que intenta secuestrar la sutura de poliester; sin embargo en la zona de implante de la F.C., se observa una fragmentación en micropartículas que impide la formación de un auténtico secuestro, apreciandose una imagen más difusa de inflamación crónica, con abundantes macrófagos y células gigantes multinucleadas. (fotografía nº 8).

En cuanto a los gánglios linfáticos poplíteos correspondientes a este periodo, hemos apreciado una activación ganglionar (mayor cuanto más reciente era la intervención), consistente en una linfadenitis inespecífica simple con evidente congestión en las primeras fases. (fotografía nº 9), así como gran número de células descamadas en los senos ganglionares (catarro de senos) . Se han podido evidenciar durante esta etapa numerosas células plasmáticas en los cordones medulares, así como algunos elementos macrofágicos. (fotografía nº 10).

Por otra parte se ha observado una importante activación de los folículos linfoides en la zona cortical, apreciándose estos con un centro germinativo amplio, claro y un halo de linfocitos maduros, es decir la estructura histológica correspondiente a la propia de un folículo secundario (fotografía nº 11).

En el segundo periodo establecido (A₂):
tendones entre 3 y 7 meses, se comprueba todavía la existencia de reacción inflamatoria tendiendo hacia una fibrosis según avanzamos en el tiempo.

El proceso de fibrosis alrededor del material de sutura se hace muy evidente, llegando a aislarlo totalmente del resto de las estructuras; sin embargo, puede apreciarse de forma concomitante una inflamación crónica difusa que corresponde a las áreas de fragmentación de la F.C. En dichas áreas se aprecia

un infiltrado con gran riqueza en macrófagos y células gigantes, así como numerosos fibroblastos que intentan reorganizar el foco. (fotografías nº 12 y 13).

En los cortes histológicos de los gánglios poplíteos, podemos ver como en los correspondientes a los de periodos más cercanos a la intervención se aprecia una hipertrofia e hiperplasia de folículos linfoides y un aumento de tamaño de los senos linfáticos.

En estas mismas muestras también encontramos la presencia de células plasmáticas y macrófagos de características similares a las descritas en el subgrupo anterior, los cuales se localizan en los cordones medulares, apreciandose un discreto engrosamiento de los mismos. (fotografía nº15).

Por otro lado, en algunos casos correspondientes a este periodo se ha podido observar un punteado negruzco en el citoplasma de escasos macrófagos y que interpretamos como micropartículas de carbón reabsorbidas, provenientes de la fragmentación de la F.C. (fotografía nº 14).

En resumen, la linfadenitis simple observada en los gánglios del periodo anterior se mantiene, pero en este caso muestra un grado menor .

En cuanto al último subgrupo (A₃): de 8 a 12 meses, la inflamación existente en los cortes histológicos del

tendón era mucho menor que en los grupos anteriores. Alrededor del material de sutura el proceso inflamatorio era muy discreto apreciándose un evidente secuestro del mismo por tejido conjuntivo. (fotografía nº 18), así la pared se encuentra integrada casi exclusivamente por fibroblastos y fibras colágenas. (Fotografía nº 19).

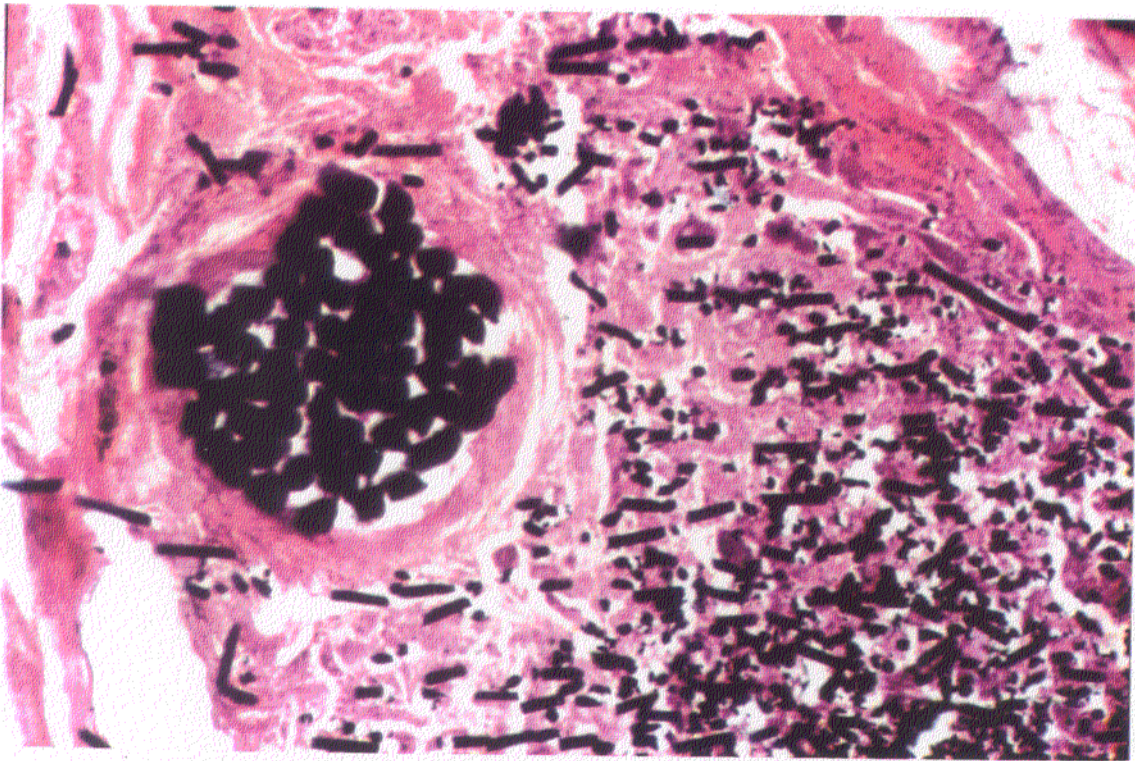
Este fenómeno se acentúa más en los pequeños filamentos aislados del material de sutura, los cuales se aprecian perfectamente separados por tejido conjuntivo y prácticamente sin proceso inflamatorio. (Fotografía nº 20).

Por otro lado, la fibra de carbono puede evidenciarse en los cortes histológicos, bien de forma aislada y con escaso infiltrado inflamatorio (Fotografías nº 21 y 23), o en grandes acúmulos con importante proceso inflamatorio (Fotografía nº 22). En algunos casos se observan espículas de carbón fragmentadas con una evidente reagudización del proceso inflamatorio, posiblemente debido al microtraumatismo tisular a que dan lugar. (Fotografía nº 16).

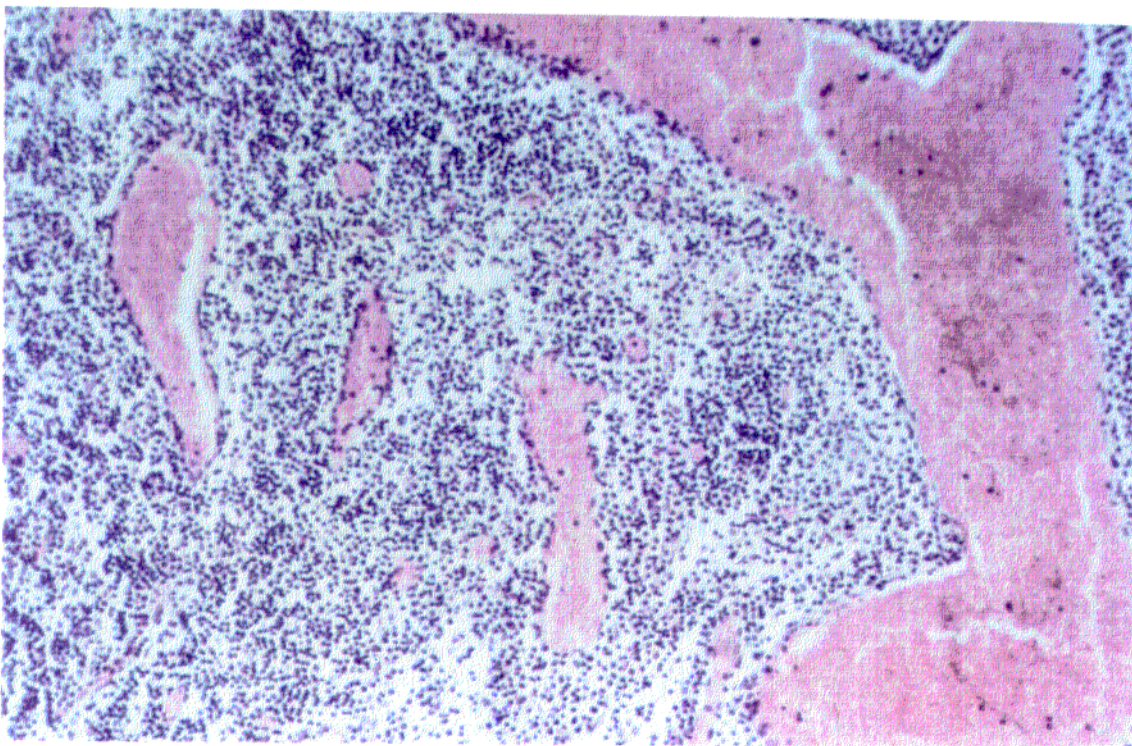
Los gánglios linfáticos en este subgrupo presentan una reacción inflamatoria crónica, observándose un engrosamiento de los cordones con presencia de macrófagos, células plasmáticas y fibroblastos (Fotografía nº 17), es decir, asistimos a una disminución del número de células plasmáticas y a un aumento de la cantidad de macrófagos así como a la presencia de una fibrosis. Por otro lado no hemos observado en

este grupo partículas en el interior de los macrófagos que pudieran ser interpretadas como fragmentos de la F.C.

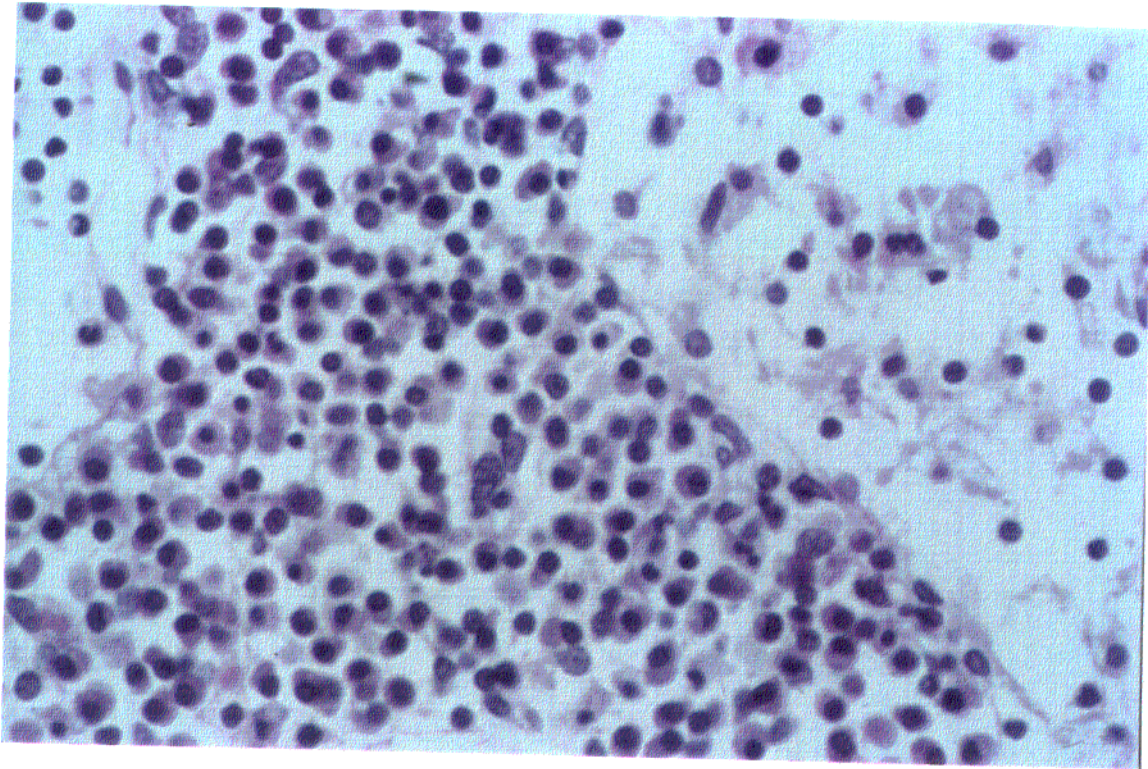
En resumen, la linfadenitis simple con catarro de los senos de los gánglios poplíteos de las extremidades con F.C. disminuye con el tiempo, pero se mantiene al menos en un periodo de 12 meses post-intervención.



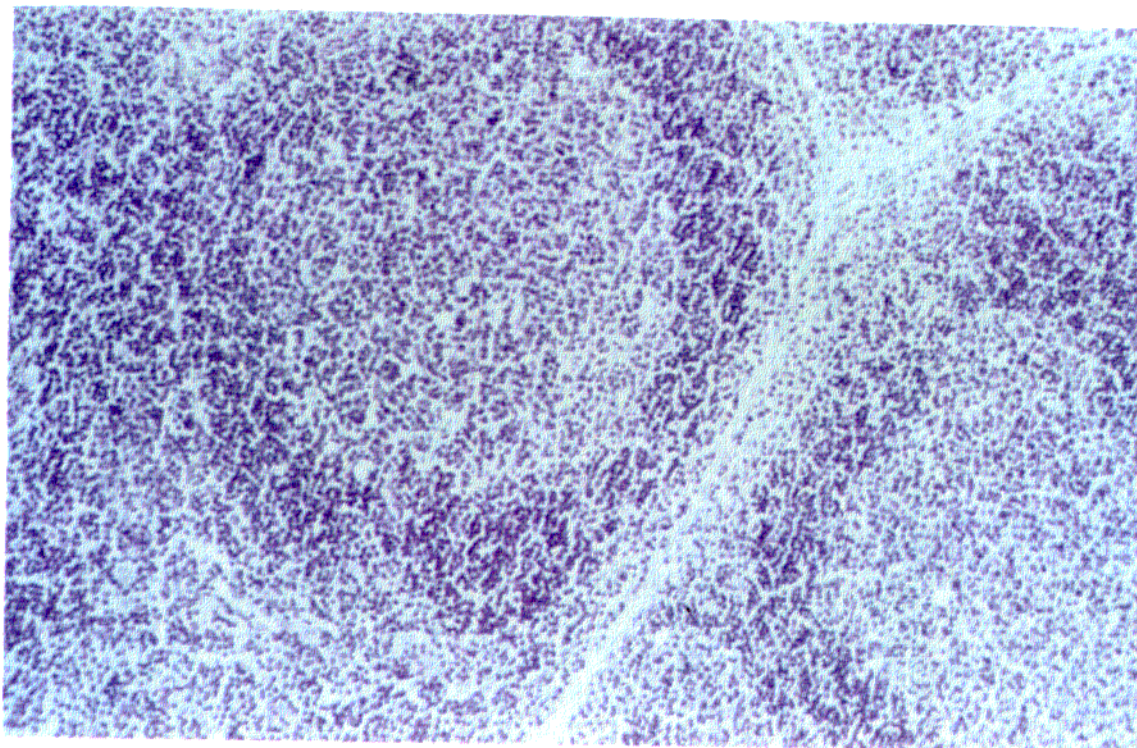
Fotografía nº 8.- Tendón 2 meses. Se aprecia el material de sutura rodeado por una banda de tejido conjuntivo fibroso, así como una reacción inflamatoria crónica difusa en la zona de fragmentación de la F.C. (H.E. x125).



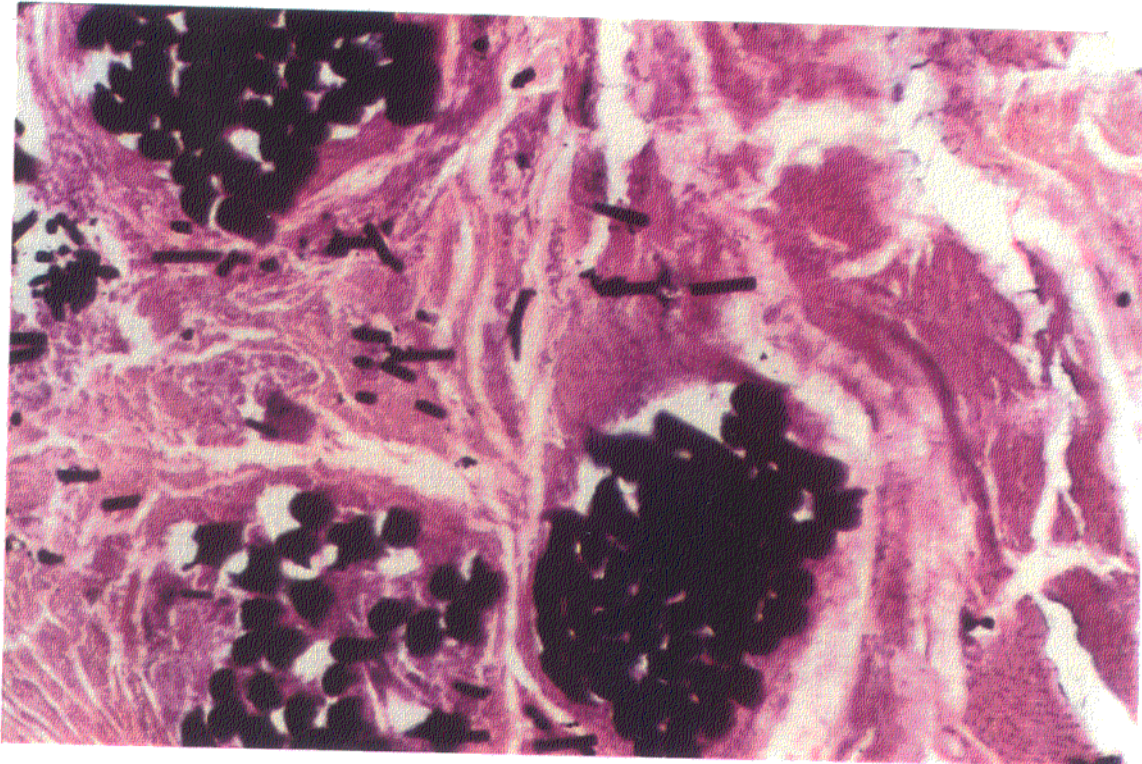
Fotografía nº9.- Gánglio 15 días. Evidente congestión en la zona medular.(H.E. x125)



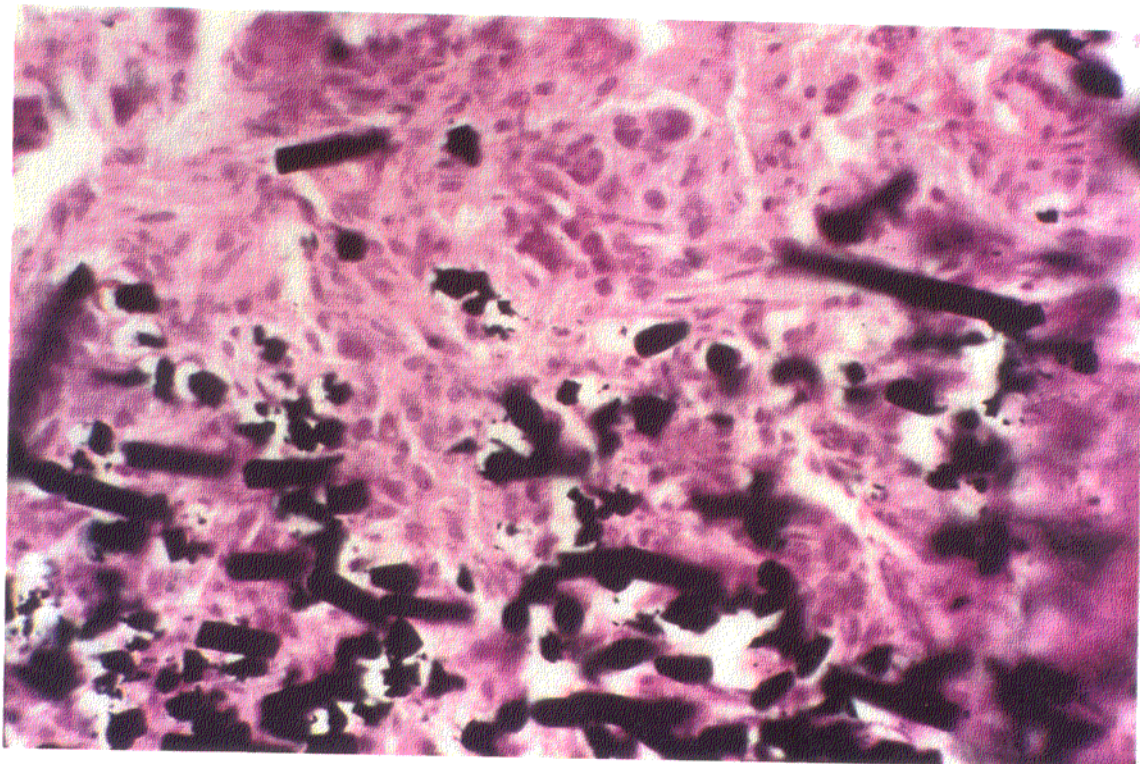
Fotografía nº 10.- Gánglio 30 días. Catarro de los senos y presencia de numerosas células plasmáticas en los cordones medulares. (H.E. x312).



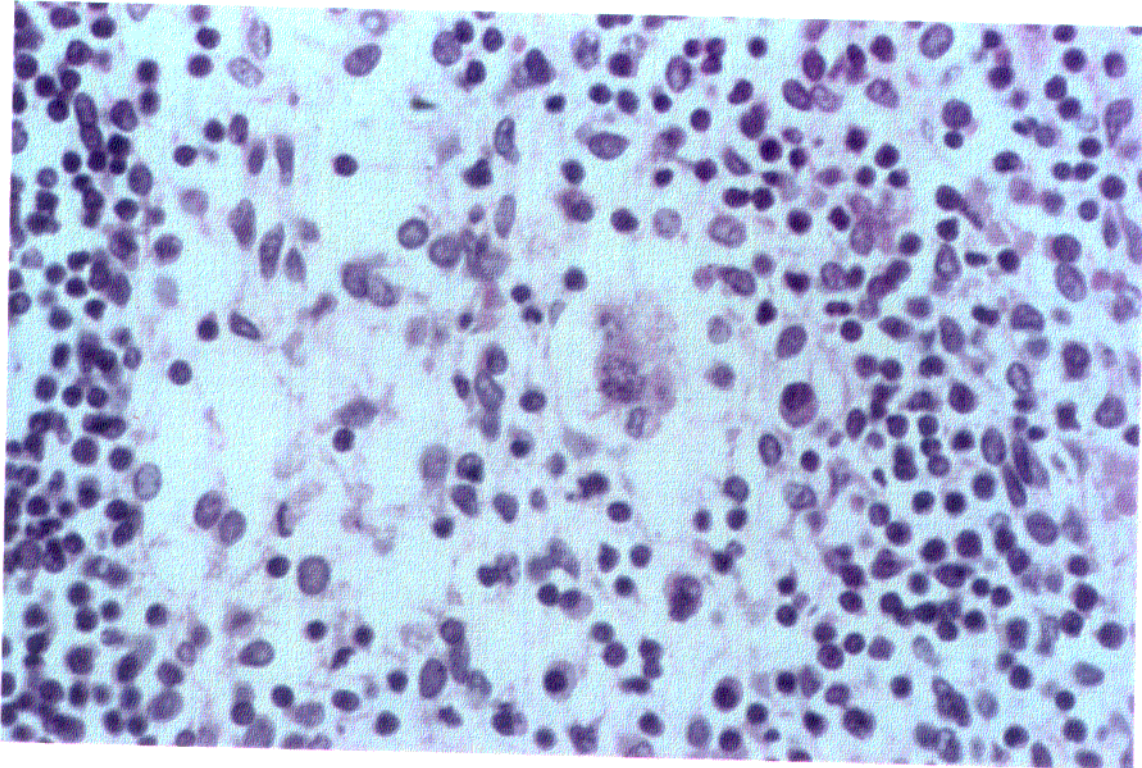
Fotografía nº 11.- Gánglio 1 mes. Activación de folículos linfoides en la zona cortical. (H.E. x125).



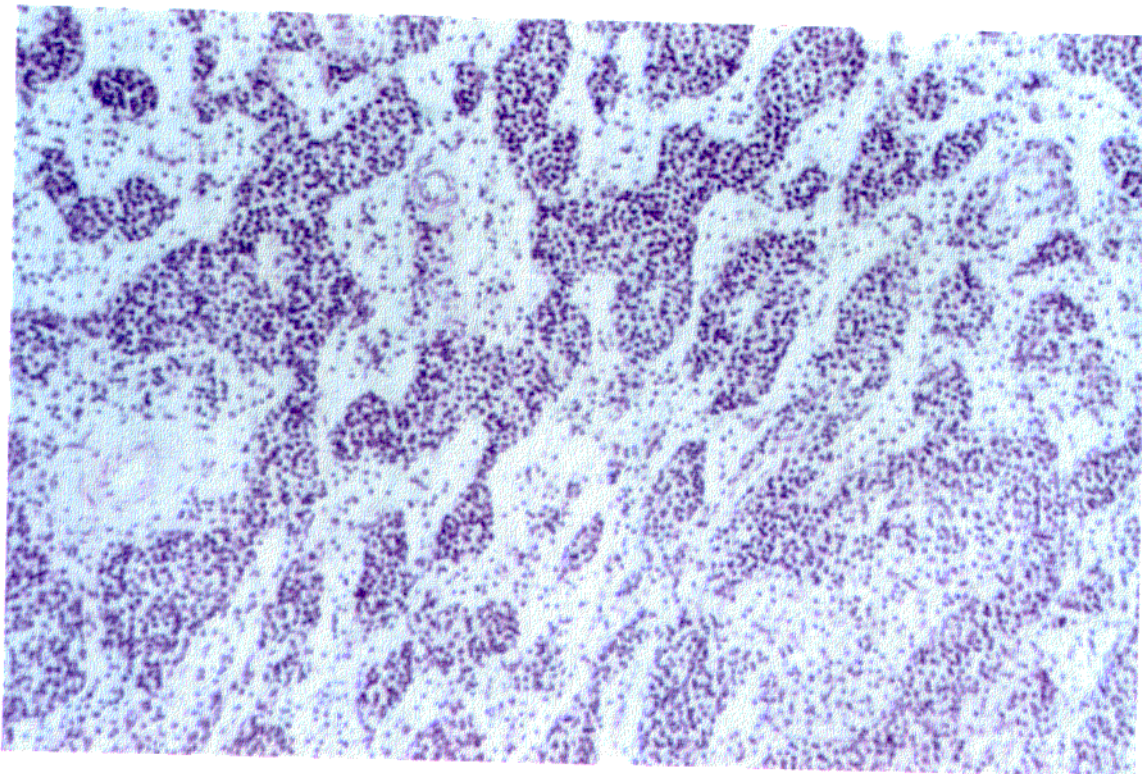
Fotografía nº 12.- Tendón 7 meses. Se aprecia organización de tejido conjuntivo alrededor del material de sutura . (H.E. x125).



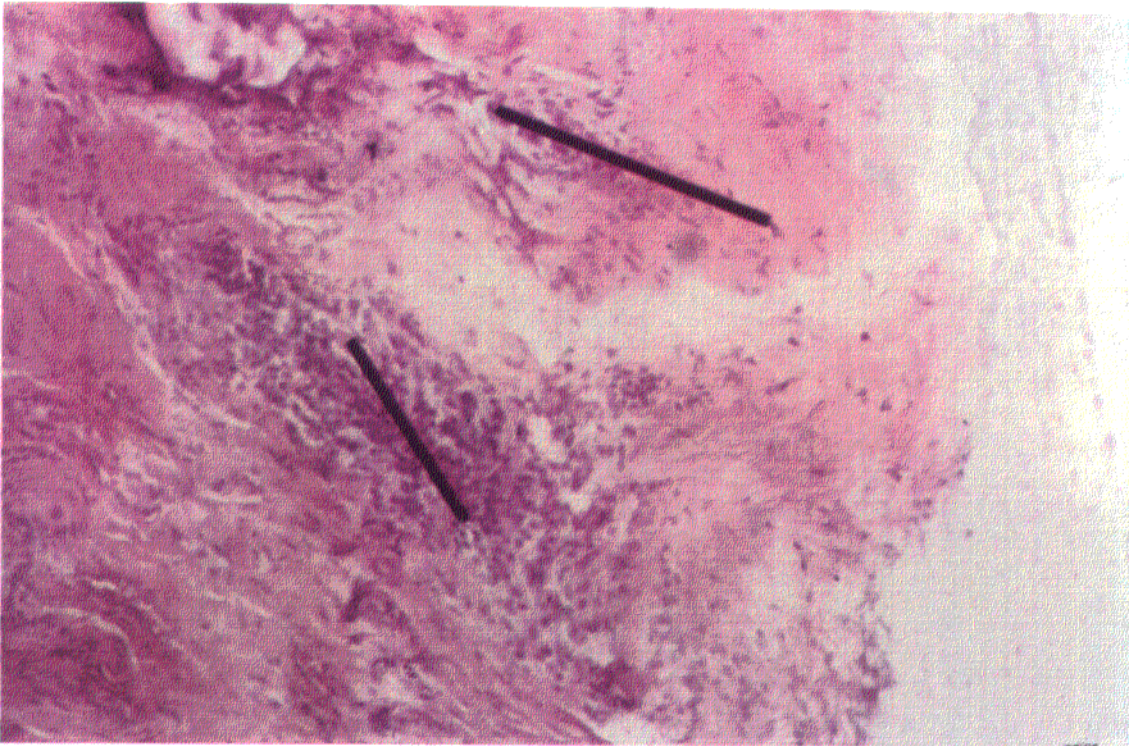
Fotografía nº 13.- Tendón 7 meses. Area de fragmentación de la F.C. con inflamación crónica difusa de macrófagos, células multinucleadas y fibroblastos jóvenes. (H.E. x312)



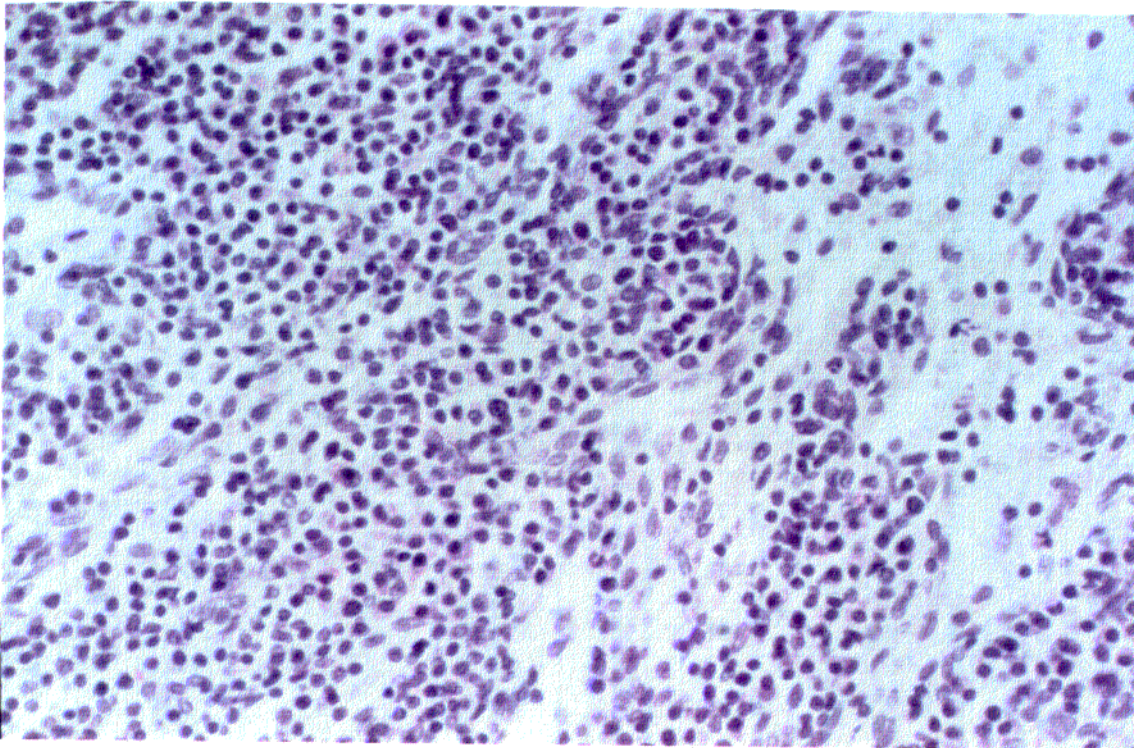
Fotografía nº 14.- Gánglio 5 meses. Seno de la zona medular . En el centro aparece un macrófago con partículas fagocitadas en su citoplasma que interpretamos como partículas de carbono. (H.E. x312).



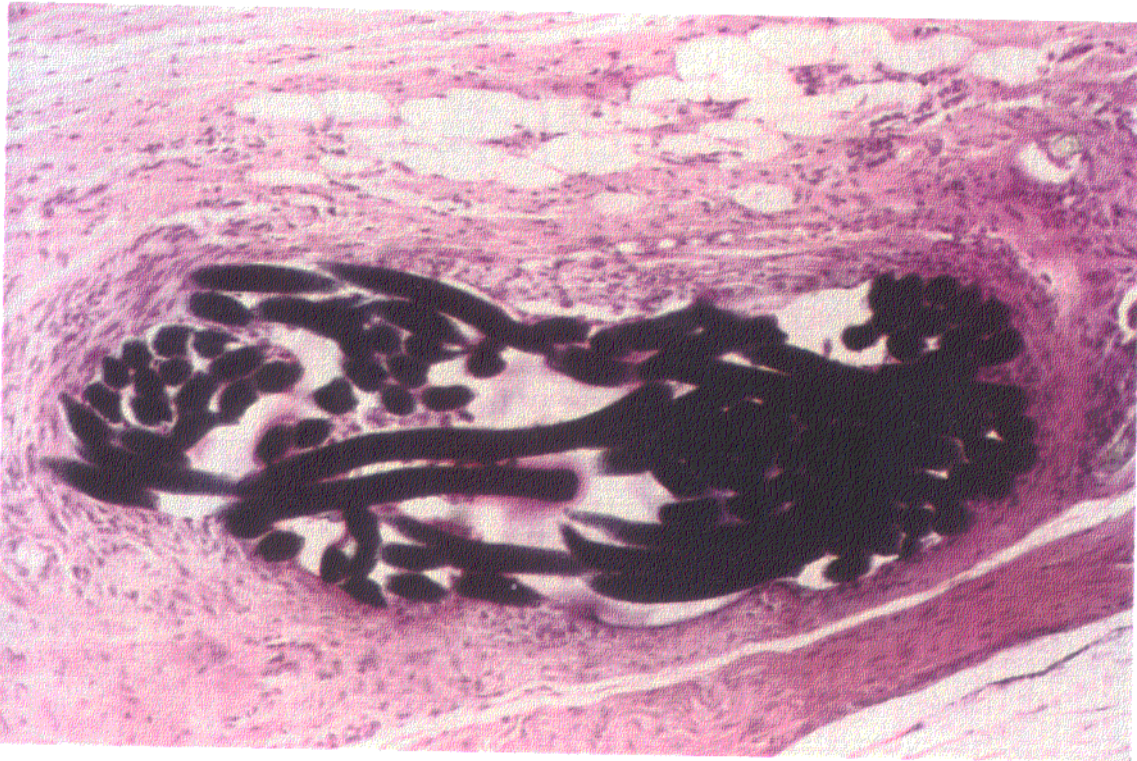
Fotografía nº 15.- Gánglio 7 meses. Zona medular con catarro de los senos y cordones ocupados en su mayor parte por células plasmáticas. (H.E. x125).



Fotografía nº 16.- Tendón 10 meses. Se observan filamentos aislados de F.C., uno de los cuales presenta un importante infiltrado inflamatorio. Posible reagudización. (H.E. x 125)



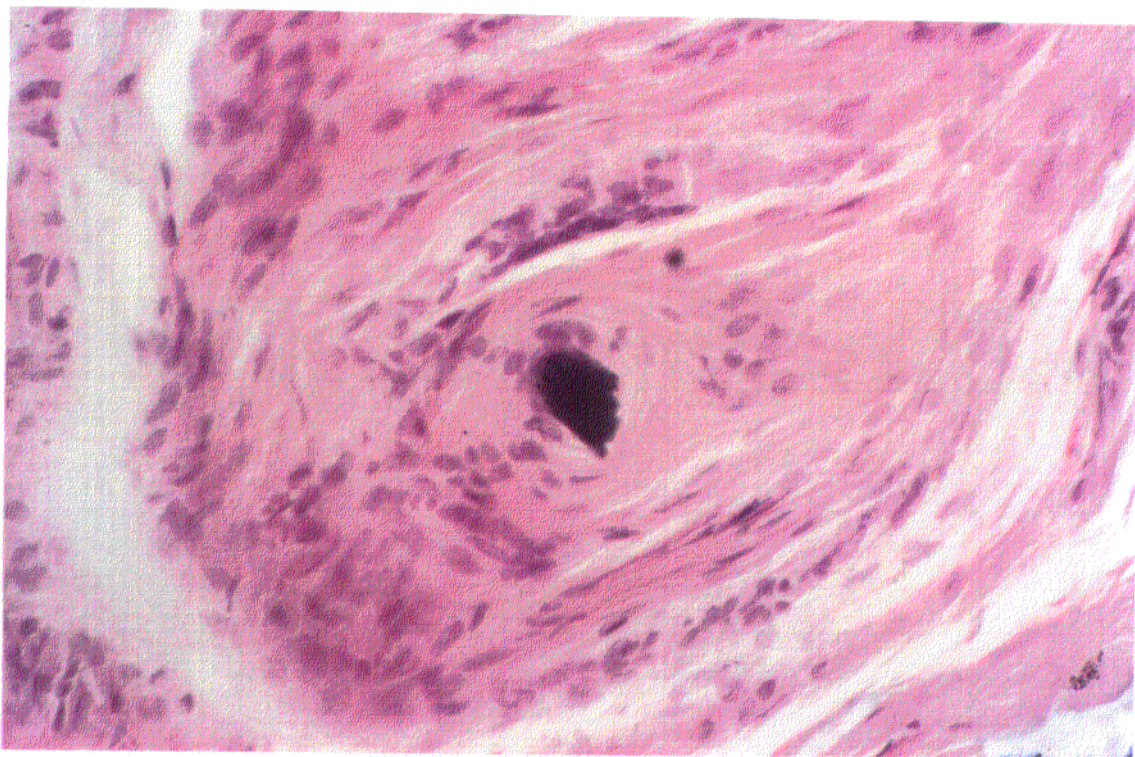
Fotografía nº 17.- Glándula 10 meses. Zona medular con engrosamiento de los cordones y predominio de plasmocitos, macrófagos y fibroblastos. (H.E. x 312).



Fotografía nº18.- Tendón 11 meses. Se observa un grueso filamento de material de sutura con discreto infiltrado inflamatorio y tejido conjuntivo alrededor.



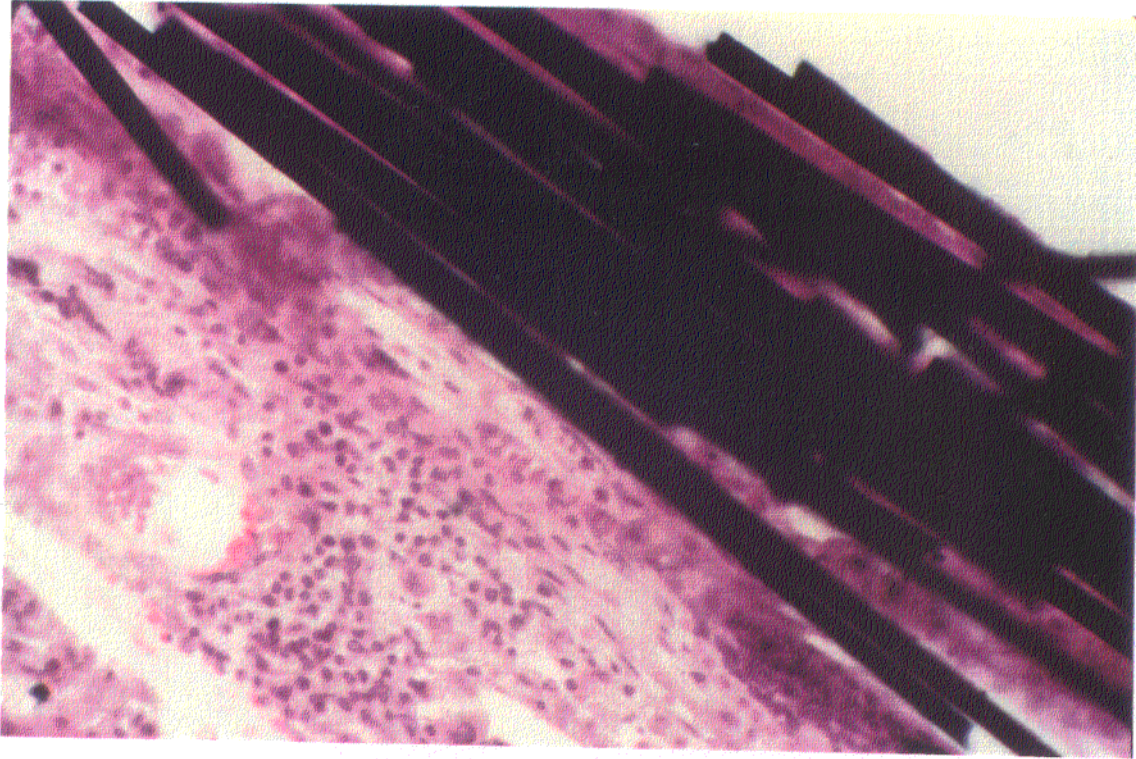
Fotografía nº19.- Tendón 11 meses. Filamento de sutura de calibre medio alrededor del cual practicamente no se observa infiltrado inflamatorio, apreciandose tejido conjuntivo bien estructurado. (H.E. x312).



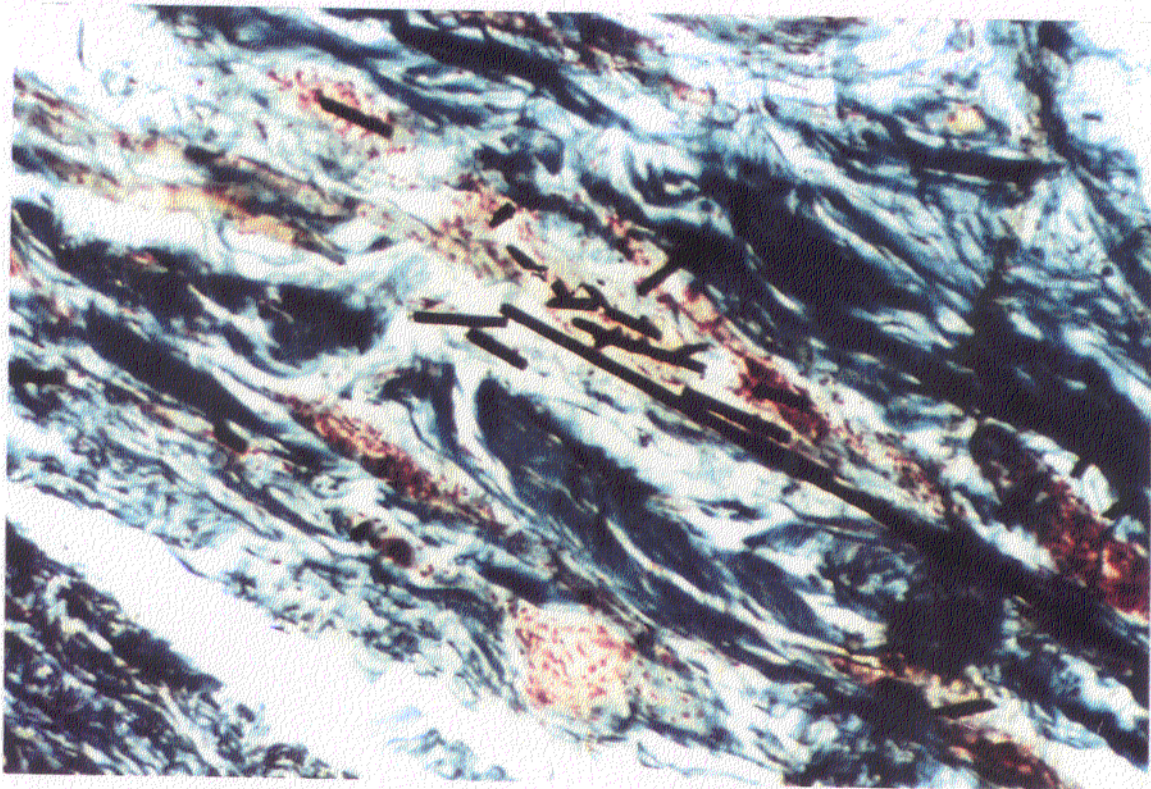
Fotografía nº 20.- Tendón 11 meses. Pequeño filamento aislado del material de sutura con organización conjuntiva alrededor. (H. E. x 312).



Fotografía nº 21.- Tendón 11 meses. Fragmento de F.C. aislado con escasa reacción inflamatoria. (H.E. x 312).



Fotografía nº 22.- Tendón 11 meses. Gran acúmulo de F.C. con evidente infiltrado inflamatorio. (H.E. x 125).



Fotografía nº 23.- Tendón 12 meses. Fragmentos de F.C. con discreto infiltrado inflamatorio. (Tricrómico Gallego x125).

En el grupo de tendones **irradiados con Laser (B)**, durante el **primer período (B₁)**: de 7 días a 2 meses, histológicamente hemos apreciado una reacción inflamatoria mucho más leve que la existente durante el mismo periodo en los tendones con F.C. (A₁). Lo más llamativo en este subgrupo es la presencia de un infiltrado inflamatorio alrededor de la zona de sutura, así como la aparición de células gigantes multinucleadas de cuerpo extraño en la periferia, todo lo cual se estructura según el patrón típico de un granuloma de cuerpo extraño (fotografía n° 24). Por otro lado podemos apreciar una evidente congestión con la presencia de haces de fibroblastos jóvenes, responsables de la síntesis del neotendón (fotografía n° 25).

En los gánglios poplíteos de este grupo existe una congestión leve y la linfadenitis es más discreta que la correspondiente a los gánglios del grupo A₁. (Fotografía n° 26). Esta disminución del proceso inflamatorio también se hizo evidente con respecto al tiempo dentro del mismo subgrupo.

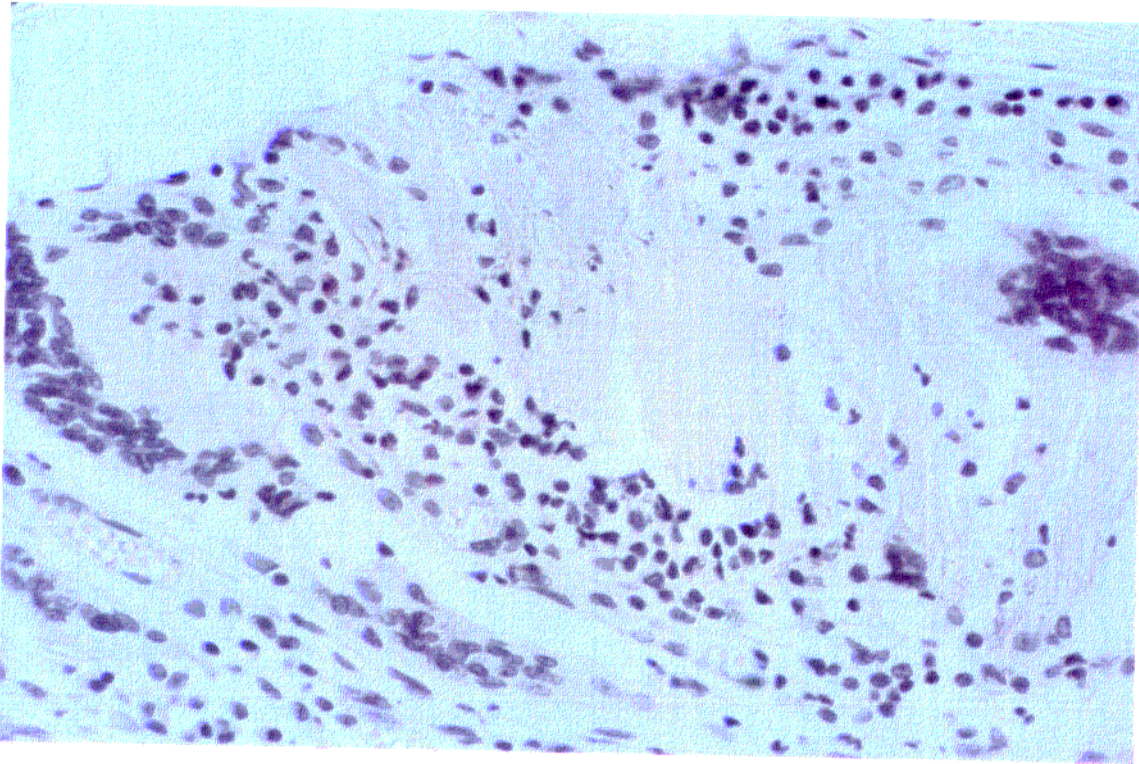
Durante el **periodo de 3 a 7 meses (B₂)**: en los cortes histológicos del tejido tendinoso observamos una inflamación muy leve, localizada sobre todo, en las zonas adyacentes a la sutura (fotografía n° 27), apreciándose un tejido conjuntivo modelado que comienza a organizarse junto al tendón (fotografía n° 28).

En los gánglios la morfología de las estructuras se correspondían con los de gánglios poplíteos de conejo normales,

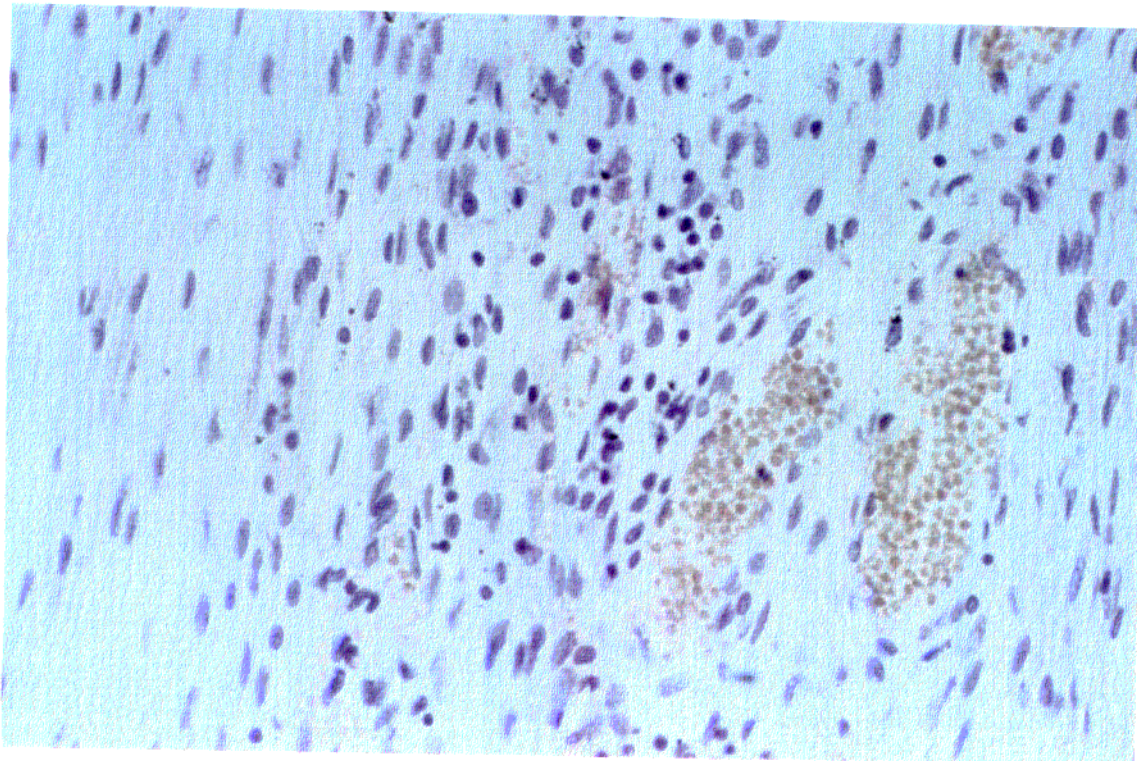
excepto el recogido a los 3 meses, en el que existía una mínima reacción inflamatoria.

En el último subgrupo (B₃): localizamos en el tejido tendinoso, a nivel histológico, zonas con material de sutura hasta el 11º mes y en cuanto a la reacción inflamatoria hasta ahora apreciada no se observó con la intensidad que en la del grupo anterior; tan solo la encontramos en alguna zona alrededor del polyester (fotografía nº 29 y 30), en el resto del tendón se aprecia la imagen histológica normal, es decir la de un tejido conjuntivo denso modelado de fibras paralelas. (fotografía nº 31).

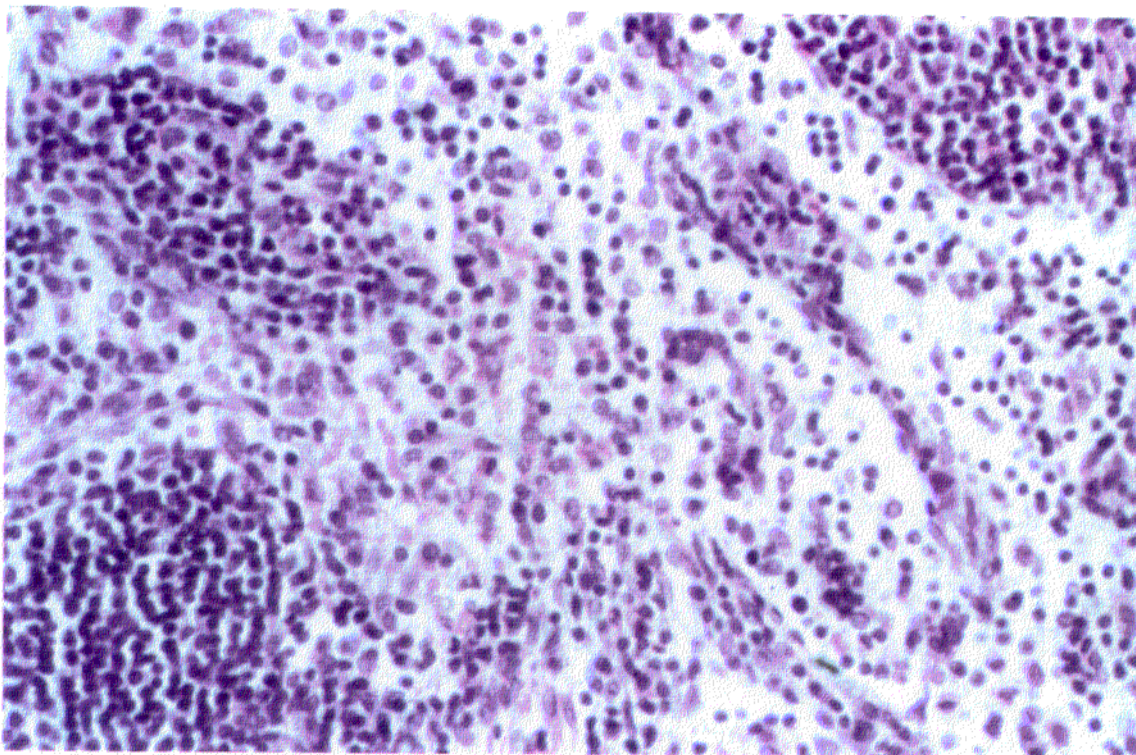
Con respecto a la imagen histológica de los ganglios linfáticos poplíteos de este subgrupo se correspondía con la de una estructura ganglionar normal, tanto en la zona medular como en la cortical.



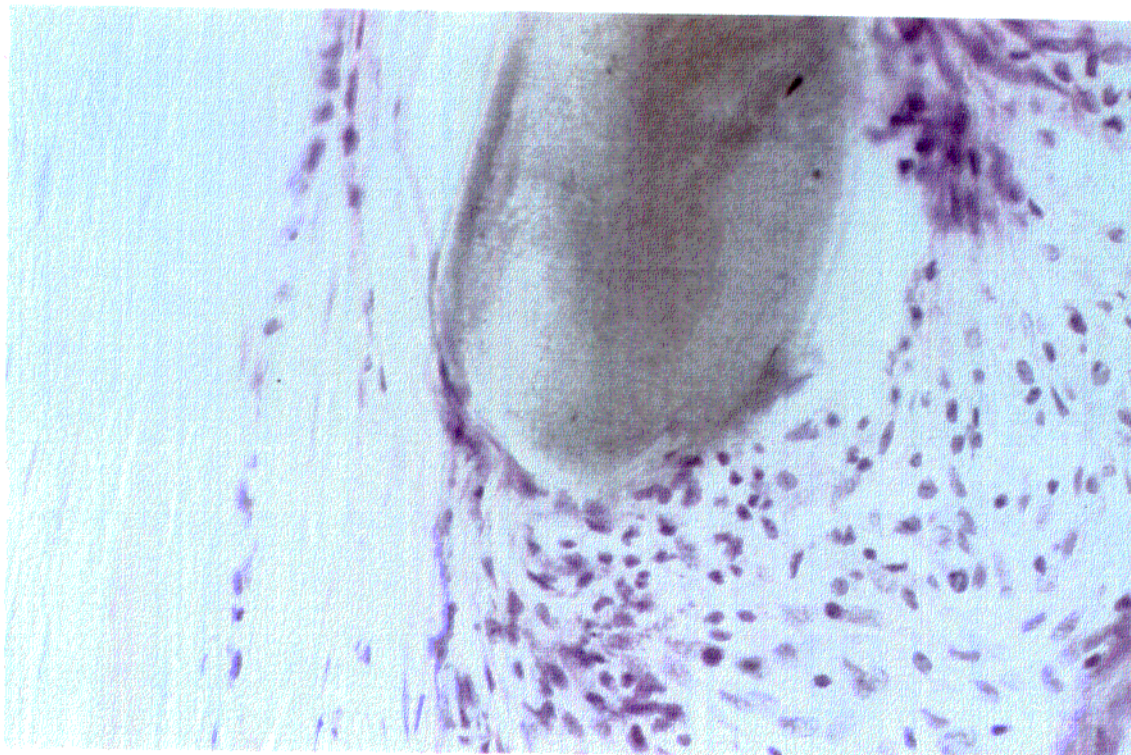
Fotografía nº 24.- Tendón 21 días. Zona de sutura con infiltrado inflamatorio y grandes células gigantes multinucleadas. (H.E. x 312)



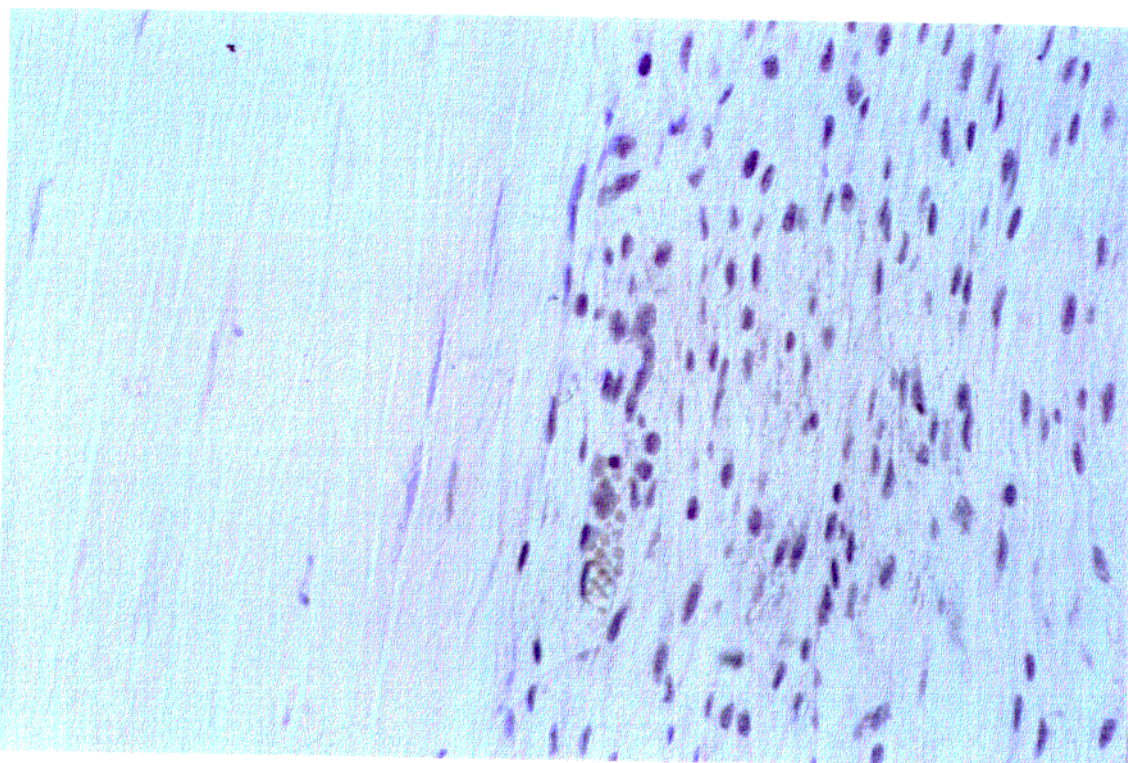
Fotografía nº 25.- Tendón 15 días. Evidente congestión y haces de fibroblastos jóvenes. (H.E. x 312).



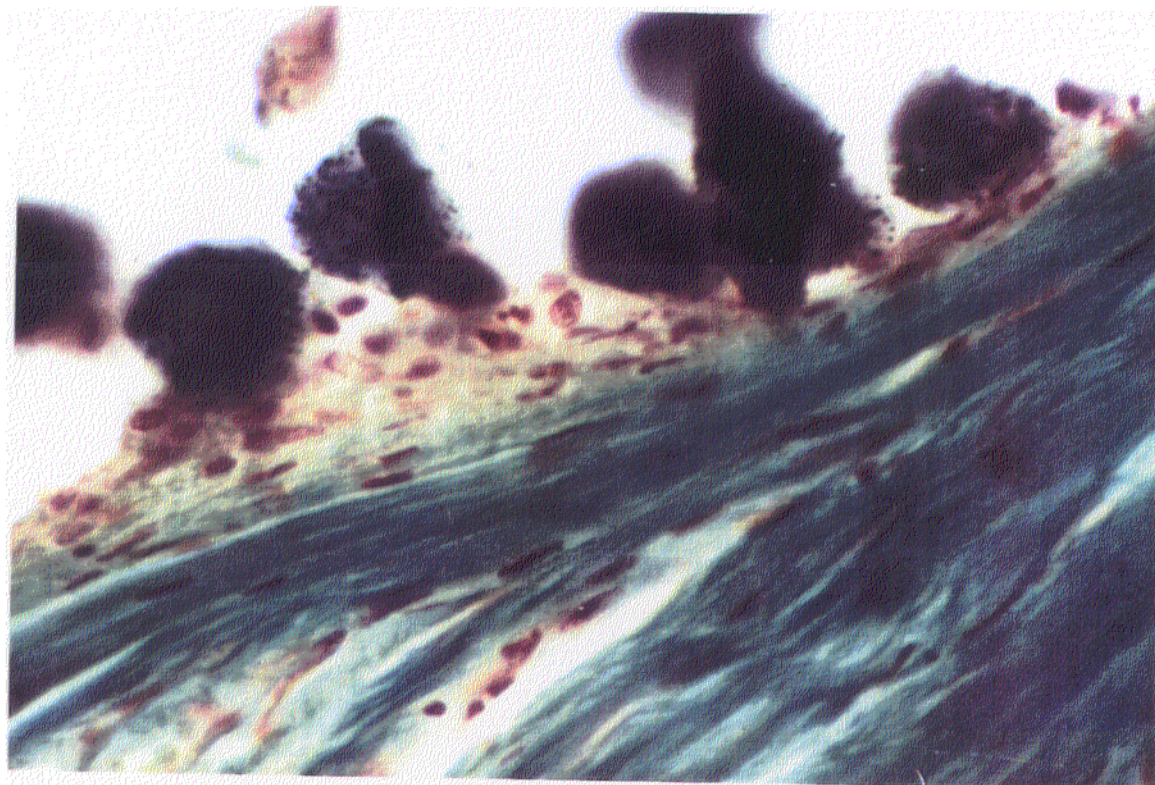
Fotografía nº 26.- Gánglio 21 días.- Linfadenitis con catarro de los senos
(H.E. x 312)



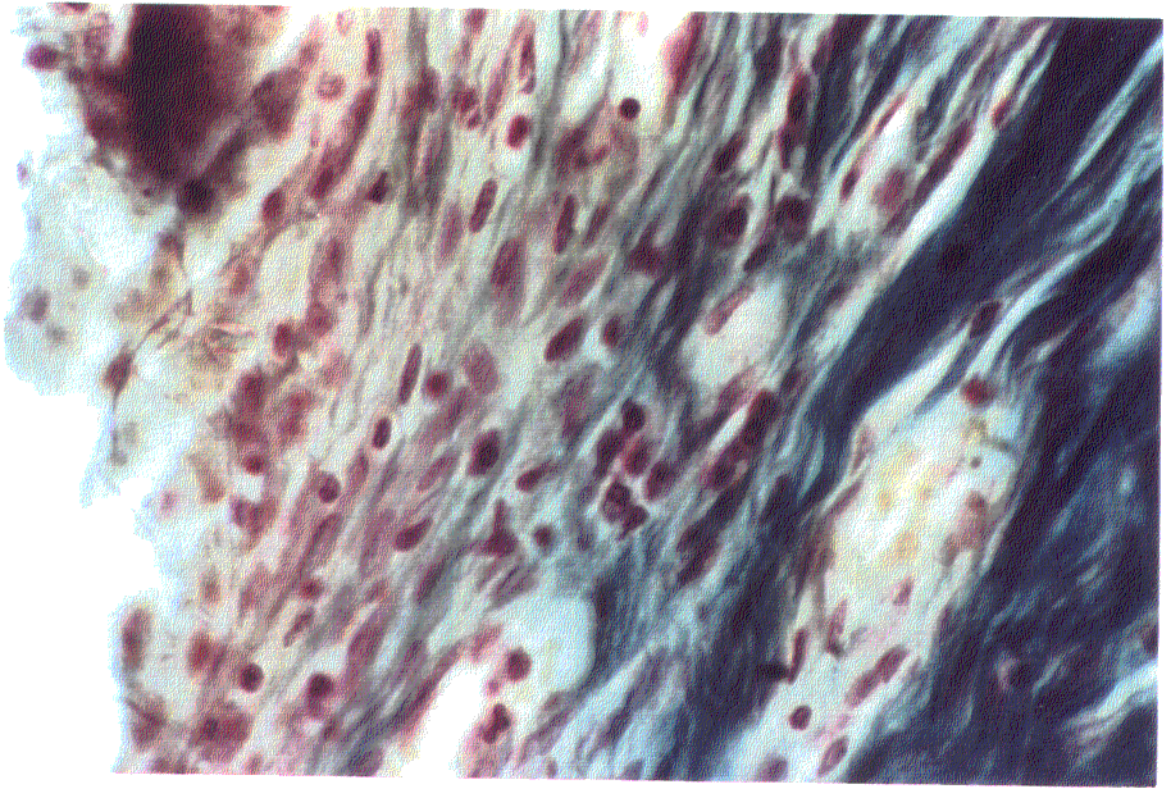
Fotografía nº 27.- Tendón 4 meses. Zona de sutura con discreto infiltrado
inflamatorio. (H.E. x 312).



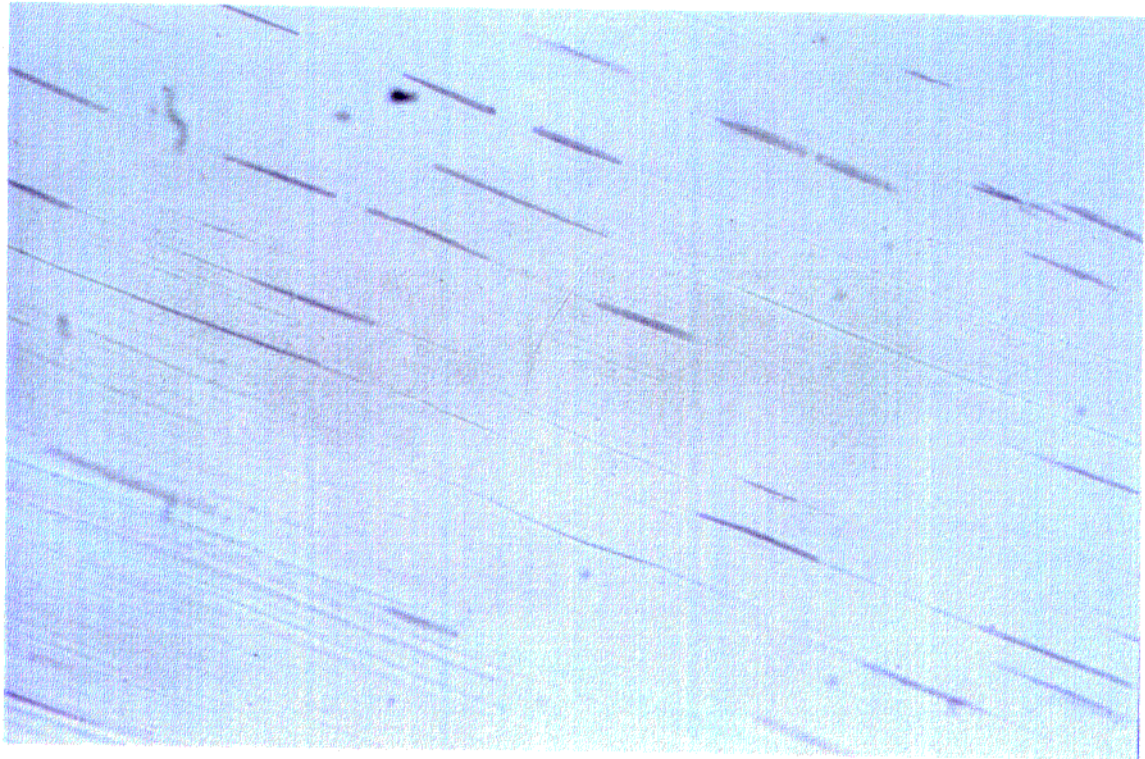
Fotografía nº 28.- Tendón 5 meses. Tejido conjuntivo de fibras paralelas con abundantes fibroblastos junto al tendón. (H.E. x 312).



Fotografía nº 29.- Tendón 9 meses. Discreto proceso inflamatorio crónico y fibrosis alrededor del material de sutura (Tricrómico Gallego x 500).



Fotografía nº 30.- Tendón 9 meses . Discreto proceso inflamatorio crónico y fibrosis alrededor del material de sutura (Tricrómico Gallego x 500).



Fotografía nº 31.- Tendón 12 meses. Imagen histológica de tendón normal.
(H.E. x 312).

DISCUSSION

DISCUSION

La resolución quirúrgica de los traumatismos tendinosos sigue siendo un reto para la traumatología actual y sobre todo en los casos en los que existe pérdida de sustancia, ya que de todas las técnicas descritas hasta el momento no se ha conseguido una definitiva que contemple todos los factores que intervienen en la cicatrización del tejido tendinoso y formación de un neotendón de morfología y funcionalidad equiparable al tendón original.

A pesar que Williams (1980) opina que la clave para una terapia satisfactoria de las lesiones tendinosas recae en conseguir mejorar la regeneración de este tejido al tiempo de inhibir la formación de un tejido cicatricial inelástico, nosotros coincidimos con Noyes (1984) y creemos que hay que actuar a dos niveles. En primer lugar podríamos apuntar el proveer de un soporte lo suficientemente resistente para que la unión no sufra tensiones perjudiciales durante las primeras fases de la cicatrización y esto se consigue principalmente aplicando una técnica quirúrgica adecuada y meticulosa, lo que implica la elección del material de sutura, la selección de una prótesis de propiedades mecánicamente correctas (si es que es necesaria), la fijación de los extremos en el lugar y de la manera adecuada . El

segundo, sería el trazar un programa cuidadoso y detallado de vuelta a la función, con una protección postoperatoria suficiente, pero que permita la remodelación tendinosa.

Este último punto es un factor muy discutido por diversos autores, así Jenkins y Valdez (1980) o Amis (1984) están a favor de una inmovilización total de la zona afectada durante un periodo no inferior a 6 meses, McKibbin (1980) propone un periodo no inferior a 6 semanas en el hombre, aunque Valdez considera suficiente 30 días de inmovilización para que un caballo pueda soportar peso si se utiliza la F.C. como material de síntesis, aunque hasta los 90 días recomiendan el descanso absoluto.

Foster (1978), Barclay (1984), Frank y Goodship (1985) con sus estudios histológicos demuestran que la inmovilización completa tras la reparación tendinosa no se favorece el crecimiento de un tejido capaz de soportar tensiones fisiológicas posteriormente y resulta ser además un tejido de morfología diferente a la del tejido conjuntivo denso modelado. Por lo que nosotros consideramos que el conseguir una técnica con la que se pueda desde un primer momento soportar la carga corporal y resistir las tensiones a las que se somete esa débil zona, conseguiríamos un gran avance en la regeneración tendinosa. Y al hablar de regeneración tendinosa incluimos en este concepto los fenómenos de revascularización, formación o síntesis de colágeno, alineación de las fibras colágenas y remodelación de la microgeometría del tejido fibroso.

Durante la realización de las pruebas de tracción se pueden cometer errores que nos invalidarían los resultados y como bien dice Noyes (1984) hay que tener mucha precaución para evitar cualquier error en la técnica de medida de la tensión , ya que son detalles decisivos para interpretar los resultados y compararlos con los reseñados en la bibliografía. De todos los parámetros que se obtienen en estas pruebas físicas el más significativo es la FMR.

Uno de los errores que reseñan varios autores (Parker 1973, Evans 1975, Lochner 1980, Aragona 1981, Nixon 1984, Pastrana 1988) es el fallo del sistema por el vientre muscular, midiendo entonces la fuerza de resistencia a la tracción de éste y no del tendón. Por ello nosotros diseñamos un sistema especial de sujeción con dos placas metálicas adheridas al tendón con pegamento biológico, que funcionó correctamente con todas las muestras, ya que la rotura tendinosa se produjo en la zona media del tendón , dándonos realmente el valor de la fuerza máxima de ruptura de éste .

El trazado de las curvas de tracción, al igual que comenta Bonnel (1988) en sus experiencias biomecánicas con ligamentos cruzados , nos ha variado dependiendo de la muestra expuesta , pero dentro del trazado patrón base y en las que pudimos distinguir las fases ya comentadas en el apartado correspondiente de la revisión bibliográfica, los puntos que las separan y la pendiente elástica.

Como bien explica Frank (1985) el comportamiento "in vitro" del tejido tendo-ligamentoso obtenido en las curvas de tracción al someterlo a una carga de tensión unidireccional longitudinal, muestra una conducta mecánica no lineal. Esto podemos comprobarlo también en cada una de las gráficas obtenidas en este estudio. (Ver apendice I).

Nos hubiera gustado poder comparar los valores obtenidos en nuestro estudio con otros autores, pero no lo hemos podido hacer al carecer de experiencias previas y bibliografía referente a la P.E., F.R.E., o F.M.R. del tendón del triceps surae y del semitendinoso del conejo. El único dato comparable reseñado más cercano es la F.M.R. del tendón común del calcáneo de conejo que aporta Alexander (1986) y que es de 339 ± 60 Nw o lo que es lo mismo convirtiéndolo al sistema empleado por nosotros $34,6 \pm 5$ Kg. Este valor es perfectamente compatible con los resultados que hemos tenido de 27.8 ± 3 Kg teniendo en cuenta que el tendón común del calcáneo en el conejo está integrado por los dos empleados por nosotros en esta experiencia más el tendón superficial de las falanges.

En cuanto a los otros parámetros hallados en nuestro trabajo (P.E. y F.R.E.) no hemos podido encontrar ningún estudio que diera pie a una comparación con los nuestros y lo mismo tenemos que comentar con respecto a la correlación encontrada entre el peso del animal y la F.M.R. del tendo triceps surae y del semitendinosus.

Por lo que respecta al material de sutura, algunos autores como Leonard (1971) proponen la seda o el acero como materiales aceptables, pero en ese mismo año O'Donhue demuestra que ambos provocan una reacción inflamatoria grande durante 6 meses por lo menos y en el caso de la seda se prolonga aún más este periodo. Por ello la seda ha sido desechada como material sutura, desde hace varias décadas y aunque el acero algunos autores posteriores lo siguen recomendando (Bedford 1984), en la actualidad ha quedado relegado.

Es Jenkins (1971) quién propone la FC como material aventajado en la reparación tendinosa y a él le siguen otros como Denny y Valdez (1980), Amis, Coombs y Ralis (1981), Valdez y Tayton (1982), Goutallier (1983), Drape, Nixon, Bedford (1984), Strover Goodship y Claes (1985), Kinzi (1987), Mendes (1988), Rodriguez (1990), pero también con el paso del tiempo y paralelos a estos autores existen otros trabajos como los de McKibbin (1980), Rushton (1983), Manske y Howard (1984), Vaughan (1985) que discrepan en la utilidad de la fibra de carbono como material en la cirugía tendo-ligamentosa por la reacción hística adversa que origina este material productor de un neoligamento, inclusive de morfología diferente a la del tendón íntegro.

Nixon y Bedford (1984) consideran que el nylon es otro tipo de sutura utilizable, pero ellos mismos comprueban que frente a la FC esta última es la más recomendable. Amis en 1984 compara la FC y la fibra de poliéster, corroborando que esta

última dá lugar a un neotendón con fibras de colágeno dispuestas más densamente y a su vez adheridas mas íntimamente a la sutura que en el caso de la FC. En nuestra experiencia, tanto la F.C. como la fibra de poliester permiten la síntesis de fibras de colágeno alrededor de ellas y por tanto la regeneración tendinosa; aunque ambas dan lugar en su zona más próxima a un tipo de reacción inflamatoria, más abundante en el caso de la F.C., cuanto más reciente es su introducción en el organismo y cuanta mayor cantidad de material exista.

Goodship (1985) opina que tanto el nylon como la fibra de poliester se pueden utilizar en la sutura tendinosa, pues comprueba como, en el tendón común del calcáneo de conejo, ambas dan lugar a la formación de fibras colágenas con ondulaciones normales. En el caso de la fibra de poliester, coincidimos con sus experiencias.

Pastrana en el (1988) es quien al comparar el nylon con la FC considera que la unión inducida por la FC es mucho más resistente que con el nylon, tal vez porque la respuesta inflamatoria en los tejidos adyacentes es mayor en el primer caso y existe más tejido en la zona suturada que en el caso del nylon.

Gupta en este mismo año al comparar nylon tratado con silicona, nylon, fibra de poliester, acido poliglicólico, polipropileno , seda , poliester tratado con silicona y teflón

impregnado con poliéster, demuestra que el poliéster es la sutura más resistente a las pruebas de fricción .

Los autores de la bibliografía consultada nos han dado una idea de la utilidad o no de muchos materiales, aunque existen fuertes contradicciones entre ellos dependiendo del material; por ello y tras nuestra experiencia, en la que hemos utilizado la fibra de poliéster como material base de sutura y al testar la resistencia a la tracción de ella pudimos comprobar que la FMR, de un solo hilo , tal vez sea muy pequeña, 2.05 ± 0.04 Kg, 15 veces menos que la de un tendón del triceps surae y semitendinoso de conejo, pero al comparar los trabajos de Berg (1986) y Easley (1990) se deduce que la fibra de poliéster es capaz de soportar tensiones superiores al nylon y carece de acción adversa o de rechazo en el tejido tendinoso, dando lugar a la reparación completa del tendón . Por lo que consideramos a la fibra de poliéster como un material de gran utilidad para la síntesis tendinosa .

De todas las técnicas recomendadas para la sutura tendinosa, consideramos que las que propone Berge (1980), tanto para pequeños animales como para grandes, carecen de la suficiente consistencia como para resistir las mínimas tensiones tras la cirugía, a no ser que se realice una inmovilización total durante el largo periodo de remodelación tendinosa, ya que al consistir en un solo punto en cada uno de los laterales de los extremos tendinosos, el desgarró al soportar la más mínima tensión lo tenemos prácticamente asegurado. Por

supuesto también desestimamos por completo uno de los materiales que este mismo autor propone como sutura, el catgut.

Krackow (1986), diseñó una técnica de fácil ejecución y en la que se tiene en cuenta la sujección entre los haces de fibrillas, evitando el desgarró interfibrilar, pero de utilidad en los casos en que halla que anclar un solo extremo tendinoso a una porción ósea o muscular, pues en el caso de tener que unir dos extremos tendinosos, dejaríamos gran cantidad de material de sutura en la superficie tendinosa o si se utiliza un botón como elemento terminal , se corre un gran riesgo por desgarró de la porción tendinosa distal.

Slatter (1989), Knech (1990) así como otros tratados de patología quirúrgica y ortopedia recomiendan la sutura de Kessler y sus modificaciones para realizarla sobre todo en tendones planos, donde la técnica de Bunnell-Mayer se describe como menos efectiva o donde tengamos que evitar el frunce que esta técnica puede ocasionar y no sea deseado. Además de ser un tipo de sutura que soporta tensiones menores como demuestra Pijanowsky (1989) al compararla con la técnica de Bunnell-Mayer (la diferencia entre ambas es de 0,9 kg).

A pesar que la técnica de Bunnell-Mayer es la más empleada para la síntesis tendinosa (Leonard 1971, Archibald y Catcott 1974, Amman 1978, Brown 1983, Knech 1990, Slatter 1989), pues como técnica reúne las cualidades óptimas de: sencillez en la realización, incluir escasa cantidad de sutura sobre

la superficie exterior del tendón, etc..., en nuestro estudio hemos podido comprobar como este tipo de tenorrafia apenas es capaz de soportar tensiones mayores del doble del hilo de poliester (3.92 ± 0.1) y por lo tanto es necesario la creación de nuevas técnicas de reparación tendinosa que sean capaces de soportar tensiones mayores.

La que proponemos nosotros comporta una dificultad mayor en su realización, pero las fuerzas tensiles que soporta son de cuatro veces la del hilo de sutura, lo que implica que se puede permitir en la zona reparada la existencia de tensiones superiores, que van a ser favorables para la formación de un tejido de morfología y funcionalidad mas similar al de un tendón normal.

Con lo dicho no queremos decir que nuestra técnica sea la más adecuada en todos los casos de sutura tendinosa, pero sí que hay que utilizar técnicas con mayor resistencia a la tracción para evitar fracasos quirúrgicos tendinosos que ocurren por falta de soporte. Y por supuesto, el cirujano ha de valorar todos los factores que intervienen en ese paciente para aplicar la que mejor se adecue en ese caso y como bien expresa Noyes (1984) en su estudio debemos trabajar, siempre que se pueda, dentro del margen de seguridad en lo que a la cirugía tendo-ligamentosa se refiere.

Al analizar la respuesta tisular frente a la FC, nosotros no hemos observado fenómenos de rechazo como

Jenkins (1980), Amis (1981), Valdez (1982), Rushton (1983), Amis, Drape, Howard y Manske (1984), Vaughan (1985); algunos de estos autores tienen dificultades en el anclaje de la prótesis, erosiones, ulceraciones en piel e infecciones subsecuentes que dan lugar al rechazo de la prótesis y a pesar que Jenkins piensa que es debido a la situación subcutánea de la FC, nosotros creemos que se trata de fallo en la técnica de implantación, ya que en ningún caso hemos apreciado este tipo de reacción guardando las normas de la asepsia quirúrgica.

Hemos comprobado al igual que otros autores (Jenkins 1971, 1977 y 1978, Valdez, Denny y Goodship 1980, Amis 1981, Coombs 1981, Goutallier 1983, Drape y Nixon 1984, Mendes 1988) el aumento en el grosor de la zona donde la FC ha sido implantada, pero es un hecho que consideramos del todo lógico puesto que la fragmentación y reabsorción de la FC es muy lenta, superior a los 12 meses que nosotros hayamos constatado y ésta ocupa un volumen; además hay que contar también con el tejido conjuntivo y el inflamatorio que la engloba, todo ello ocupa un volumen superior a la del tendón exclusivamente.

Discrepamos por completo con Coombs (1981) en que con la situación paralela de la FC al tendón calcáneo del conejo la respuesta fibroblástica sea mínima, en nuestras experiencias en todo momento la respuesta tisular ha sido la adecuada.

Muchos autores como Nixon (1984), Pastrana (1988), Maekisalo (1989) no la recomiendan pues los datos que obtienen de sus experiencias no son lo suficientemente favorables para inducirles a pensar en la inocuidad e idealidad de este material como material de prótesis tendo-ligamentosa.

Pero un gran grupo de autores han demostrado una serie de ventajas mecánicas de la FC sobre otros materiales, tales como Jenkins (1878), Aragona (1981), Strover y Claes (1985), Alexander y Kersjes (1986) y Masuko (1987). Strover y Claes en un minucioso estudio biomecánico en ligamentos cruzados y colaterales en los que implantan la FC demuestran que estos son capaces de soportar en 3 meses la tensión de un ligamento normal. Mendes (1988) en tendón del triceps y del cuadriceps de perros obtiene un incremento en 12 meses del 88% del tendón natural. Kinzi (1987) pasados 3 meses de la implantación obtiene un tejido de regeneración que soporta dos veces la tensión del ligamento natural.

Pero tal vez el punto de controversia más grande entre distintos investigadores es el tipo de reacción tisular que origina el implante de FC.

Jenkins y col. (1971, 1977, 1978 y 1980) aprecian con la implantación de la F.C. una reacción histiocítica de granulación media alrededor de pequeños grupos o filamentos individuales de carbono, al igual que Forster (1978), McKibbin y Goodship (1980) y Alexander (1981). Pero Forster (1978)

considera que la reacción tisular a los implantes de carbono en el conejo es clínicamente aceptable. Para Valdez (1980) la reacción dentro del área del implante de carbono es típica de una respuesta tisular fibrosa de cuerpo extraño. La misma interpretación le dan Ralis (1981), Murray, Wolter y Rushton (1983), Stein (1984), Claes (1985) y Mendes (1988).

Forster y col. (1978) consideran que la reacción de macrófagos y células gigantes de cuerpo extraño sin zonas de tejido necrótico corresponden a una "fibrosis de cuerpo extraño inerte". Por el contrario existe otro tipo de reacción tisular indeseable que es la "fibrosis de implantes tóxicos", donde existe una cápsula fibrosa característica englobando un implante contaminado o una sustancia química, acompañada de necrosis celular y tisular. Nosotros hemos comprobado la existencia de esta reacción inflamatoria de cuerpo extraño inerte tanto para la F.C. como para la fibra de poliéster y coincidimos con ellos en que todo implante origina algún tipo de reacción, pero el implante más deseable será el que provoque la reacción más leve y permita el crecimiento tisular en el área del implante.

Para Ralis (1981) la FC no evoca reacción inflamatoria o irritación alguna en el tejido implantado, nosotros no compartimos este punto de vista, pero tampoco creemos que la F.C. origine una reacción inflamatoria granulomatosa, de rechazo o de cuerpo extraño constante de tipo tóxica y totalmente indeseable, por la que peligre la cicatrización tendinosa, como describen otros autores (Murray y Rushton 1983, Stein 1984, Claes 1985 Mendes

1988). El tipo de reacción tisular observado predominante ha sido una reacción inflamatoria más aguda o crónica dependiendo del periodo de implantación y con los elementos celulares característicos del tejido conjuntivo modelado. Ya que los tipos celulares predominantes y con gran diferencia son los fibroblastos junto a las fibras de colágeno y en segundo lugar tendríamos a los linfocitos.

Como Gleason (1984) y Mendes (1985) las células plasmáticas y las células gigantes multinucleadas las hemos observado con facilidad. Mientras que los macrófagos cargados de lisosomas con partículas de carbono nos han resultado un hallazgo casual en contra de lo que describe Valdez y otros (1980).

Las cantidades masivas de eosinófilos descritas por Nixon (1984) existentes entre cada granuloma, no las hemos observado. La explicación a este fenómeno la aportan los trabajos de Valdez (1980) y Alexander (1986) y es por el tipo de polímero que coapta la F.C. y que actúa como sustancia antigénica, provocando que los linfocitos liberen el factor soluble, las linfokinas, sustancia atrayente de los eosinófilos.

Tampoco compartimos la hipótesis que sostiene Stein (1984) por la que la F.C. da lugar a microhematomas por la lesión capilar. En ninguno de nuestras muestras lo hemos podido encontrar.

El estudio histológico efectuado de los ganglios linfáticos nos demuestra que existe una activación de estas estructuras en contradicción con lo que dice Claes (1985), quién no aprecia ningún tipo de reacción inflamatoria en los ganglios linfáticos. Es lógico su existencia, en primer lugar por la propia intervención quirúrgica y además esta activación es mayor porque hemos introducido un material ajeno al organismo como es el caso de la F.C. y de reabsorción muy lenta superior a los doce meses. Esto está en fuerte contradicción con lo que dice Amis (1981) respecto a la reabsorción de la F.C. a los tres meses.

En cuanto si la eliminación de la F.C. es via linfática o no, nosotros no hemos podido confirmar una presencia evidente y constante de partículas de carbono a nivel ganglionar en ninguna de las etapas estudiadas, al igual que otros autores (Nixon 1984) y por lo tanto no coincidimos con las afirmaciones realizadas por Jenkins (1971), Goodship (1980), Amis, Phillips y Ralis (1981), Bejui y Tayton (1982), Wolter, Brown, Goutalier y Murray (1983) en sus trabajos; en los que aprecian grandes cantidades de carbono en estas estructuras.

Creemos que para poder llegar a alguna conclusión definitiva en cuanto a la reabsorción linfática de la F.C. seria necesario estudios mucho más minuciosos en los que se incluyan la recogida de más componentes del sistema linfático, no solo de los ganglios regionales, que en nuestro caso han sido los ganglios poplíteos. Además, la utilización de técnicas de microscopía electrónica, puesto que como describe Wolter (1983),

pueden existir partículas de F.C. inclusive en otros gánglios linfáticos distintos a los regionales y no en éstos.

Hasta el momento la causa sigue siendo desconocida. Lo que no nos cabe la menor duda es que el sistema linfático se encuentra implicado de una forma más importante en el caso de la inclusión de la F.C., puesto que en todos los gánglios poplíteos recogidos en nuestra experiencia la lesión encontrada ha sido más manifiesta que en el caso del grupo irradiado con laser, en el que la linfadenitis solo se observó durante los dos primeros meses, mientras que en el primer grupo se mantenía hasta los doce meses.

Por todo ello, consideramos que la F.C. es un material aplicable por completo en la reparación tendinosa del conejo y que se puede emplear sin complicación posterior siempre que la técnica quirúrgica sea correcta y aunque no creemos que sea el prototipo para todas las ocasiones como dice Goodship (1985); tanto por sus propiedades biomecánicas como por la capacidad fibrogénica de inducir a la formación de tejido colágeno de características morfológicas normales, es un material muy apto.

Los resultados que hemos obtenido al irradiar con laser directamente sobre la zona de sutura estan en concordancia con las experiencias de Kokino (1985). La reacción inflamatoria que se observa en este grupo, solo se localiza en el área circundante al material de sutura y con el transcurso del tiempo disminuye en intensidad. En lo que no estamos de acuerdo

con este autor es que el proceso de regeneración tendinosa se acelere significativamente. Nosotros hemos apreciado un proceso de cicatrización similar a los descritos para un tendón sin aplicar ningún tipo de coadyuvante para la regeneración.

No ponemos en duda que el laser aumente el metabolismo celular de los fibroblastos como ha comprobado Mester (1985) y otros autores, pero con una radiación directa sobre una zona de tenorrafia a la dosis de 3 Jul / cm^2 , forma en que lo hemos empleado y dosis superior que la que utiliza Kokino (1985), no es suficiente para modificar el proceso de regeneración tendinosa de forma significativa.

El aumento de células sanguíneas en la zona irradiada, neutrófilos y monocitos, que observa Santiesteban (1988) en sus estudios con laser I.R. y que les atribuye la eliminación de exudados de la zona, tampoco lo hemos podido comprobar. Tanto los neutrófilos como los monocitos han estado ausentes en nuestras observaciones. El tipo de células que encontramos fueron fibroblastos y linfocitos junto a las fibras colágenas de nueva formación. Nuestros hallazgos puede que no coincidan con este autor, pues en comparación con sus experiencias la dosis acumulativa es inferior.

Saperia (1986) destaca un incremento en la síntesis de colágeno al irradiar con laser. En nuestra experiencia este hecho no se ha sido tan evidente como en su trabajo. La respuesta fibroblástica ha sido grande, pero la intensificación del

proceso de maduración que apunta Allivev (1987) ha sido el correspondiente al de una cicatrización tendinosa normal.

El aumento de la microcirculación que Lievens (1985) y Trelles (1988) hacen notar en sus trabajos, nosotros lo hemos podido confirmar también durante el primer periodo postquirúrgico. En etapas el riego sanguíneo no ha sido un hecho destacable.

Estamos de acuerdo con Bassleer (1985) y Gartner (1987) en que el laser I.R. aplicado sobre el tejido tendinoso y con dosis no superior a 3 Jul / cm², carece de efectos perjudiciales.

En los gánglios linfáticos regionales a la zona de irradiación, los efectos que tiene, podemos decir que son nulos. Carecemos de bibliografía referente a este hecho, pero desde luego en nuestra experiencia tan solo observamos una leve linfadenitis y congestión durante el primer periodo, respuesta natural del organismo al traumatismo originado por la lesión tisular durante la intervención. Todos los demás gánglios linfáticos de los posteriores periodos correspondían con imágenes de gánglios normales.

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

I.- Tal como suponíamos, en la especie objeto de este estudio existe relación lineal entre el peso y la F.M.R. del tendón del triceps surae y semitendinoso expresada por la ecuación:

$$y = 12,8 \times (- 4,5) \pm 0,64$$

II.- La tenorrafia diseñada por nosotros mejora "in vitro" y en las condiciones de nuestra experiencia un 110% la F.M.R. en comparación a la técnica de Bunnell-Mayer de acuerdo con la evaluación dinámica realizada.

III.- No existe relación directa entre la cantidad de material de sutura y la resistencia a la diéresis dinámica. Sin embargo sí lo está con la distribución de las fuerzas originadas en nuestro sistema de anclaje.

IV.- La aplicación de la F.C. en un tendón mantiene un proceso inflamatorio en el tiempo de al menos 12 meses debido a la constante fragmentación del implante y adaptación biológica tisular aunque esto no impide la formación del neotendón.

V.- A nivel ganglionar no hemos encontrado restos de partículas del implante al menos en los doce meses posteriores a la cirugía.

VI.- El Laser aplicado a dosis de $3,24 \text{ J / cm}^2$ no acelera los procesos de cicatrización y modelado del tendón, ni da lugar a fenómenos adversos.

RESUMEN
SUMMARY

RESUMEN

Se ha realizado un estudio biomecánico del tendón del triceps surae y el semitendinoso del conejo, hallando la P.E., la F.R.E. y la F.M.R., así como la correlación entre el peso de estos animales y su F.M.R. En este mismo bloque, también determinamos los mismos parámetros en las curvas de tracción para la fibra de poliester, la tenorrafia con la técnica de Bunnell-Mayer y con la técnica diseñada por nosotros. Esta última alcanza valores muy superiores a los de Bunnell-Mayer.

En una segunda parte comprobamos la respuesta histológica del mismo tendón a la F.C. y la radiación con laser. En el primer caso induce a una respuesta inflamatoria, mayor cuanto más cercana a la intervención. Los gánglios linfáticos poplíteos de las respectivas extremidades presentaron una linfadenitis simple con catarro de los senos. Para el grupo de tendones irradiados con laser I.R. la regeneración tendinosa es completamente normal, así como la de sus gánglios linfáticos.

SUMMARY

Biomechanic study in "tendo triceps surae" and "semitendinosus" was performed in rabbits. We obtained elastic slope, elastic load force and maximum load force to Bunnell-Mayer tenorraphy and new technique designed by us. The last one had higher values to maximum load force than Bunnell-Mayer.

We study histologic changes using carbon fiber or following laser irradiation too. Carbon fiber induced an inflammatory response which was more prominent as near as surgery. Lymph nodes show a simple lymphadenitis. Healing of tendons irradiated and lymph nodes response was the same of a tendon and lymph nodes without laser radiation.

BIBLIOGRAFIA

BIBLIOGRAFIA

Abergel R.P., Lam T.S., Lask G., Dwyer R.M.,
Castel J.C. "Efectos biológicos del Laser" Bol. C.D.L. 10, 5, Dic.
1986.

Alerm J. "Laser en podología antiinflamatoria"
Bol. C.D.L. 11, 9-11, Feb. 1987.

Alexander H., " Carbon polymer composites for
tendon and ligament replacement " Clin. Orthop. Related Res.
160:260. 1981.

Alexander H., Weiss A.B., Parsons J.R. "Ligament
and tendon repair with an absorbable polymer-coated carbon fiber
stent" Bull. Hos. for Joint Dis. Orth. Inst., 46, 2, 155-173, 1986.

Allilvev I.G. y col. "Laser acupuncture in the
complex treatment of stenocardia" Kin. Med. 68, 7, 54-56, 1990.

Amman , "Métodos de sutura en cirugía
veterinaria". 2ª edición. Ed. Continental. 1978.

Amis A.A. y col. "Filamentous implant reconstruction of tendon defects" J. Bone Joint Surg. 63-B, 2: 296 1981.

Amis A.A., Campbell J.R., Kempson S.A., Miller J.H. "Comparison of the structure of neotendons induced by implantation of carbon or polyester fibres" J. Bone Joint Surg., 66-B, 1, 131-139, 1984.

Amis A.A., Kempson S.A., Campbell J.R., Miller J.H. "Anterior cruciate ligament replacement. Biocompatibility and biomechanics of polyester and carbon fibre in rabbits" J. Bone Joint Surg. B- 70, 4, 628-634, 1988.

Ammann K. "Métodos de sutura en cirugía veterinaria" Compañía Editorial Continental S.A. 1978.

Aragona J. Parsons J.R., Alexander H., Weiss A.B. "Soft tissue attachment of a filamentous carbon absorbable polymer tendon and ligament replacement" Clin. Orthop. and Related Res. 160, 268-278, 1981.

Archibald J. "Chirurgie canine" Ed. Vigot Freres 2 ed. 1974.

Bader K.F., Curtin J.W. "A successful silicone tendon prosthesis" Arch. Surg. 97, 406-411, 1968.

Barclay S.M. , Barclay W.P. "Filamentous carbon fiber prosthesis for cranial cruciate ligament replacement in the dog- a pilot study" Cornell Vet. 74, 3-7, 1984.

Bassler C., Dachy M., Reginster J.Y., Gysen P., Bassleer R. , Franchimont P. "Human articular chondrocytes cultivated in three dimensions: effects of I.R. Laser irradiation" Int. Cong. on Laser in Med. and Sur. Bologna Junio 26, 27, 28, 1985.

Berg R.J. y col. "In vitro comparison of the three loop pulley and locking loop suture patterns for repair of canine weightbearing tendons and collateral ligaments" Vet. Surg. 15, 1, 107-110, 1986.

Berge E., Westhues M. "Técnica operatoria veterinaria" Ed. Labor S.A. 1980.

Bertone A.L., Stashak T.S., Smith F.W., Norrdin R.W., "A comparison of repair methods for gap healing in equine flexor tendon" Vet Surg 19, 4, 254-265, Jul.Ag. 1990.

Bonutti, P.M., Weiker G.G., Andrich J.T., "Isobutyl cyanoacrylate as a soft tissue adhesive. An in vitro study in the rabbit achilles tendon" Clin. Orthop. 229, 241-248, 1988.

Bray R.C., Dandy D.J. "Comparison of arthroscopic and open techniques in carbon fiber reconstruction of the anterior cruciate ligament: Long-term follow-up after five years" *Arthroscopy* 3, 2, 106-110, 1987.

Bray R.C., Flanagan J.P., Dandy D.J., "Reconstruction for chronic anterior cruciate instability. A comparison of two methods after six years" *J. Bone Joint Sur. B* - 70, 1, 100-105, 1988.

Brown M.P., Pool R.R. "Experimental and clinical investigations of the use of carbon fiber sutures in equine tendon repair" *JAVMA*, 82, 9, 956-966, 1983.

Burri C., Neugebauer R. "Carbon fiber replacement of the ligaments of the shoulder girdle and the treatment of lateral instability of the ankle joint" *Clin. Orthop. and Related Res.* 196, 112-117, Junio 1985.

Cameron A.E.P., Taylor D.E.M. "Carbon-fibre versus Marlex mesh in the repair of experimental abdominal wall defects in rats" *Br. J. Surg.* 72, Agosto 648-650. 1985.

Catcott E.J., "Medicine et chirurgie du cheval" Ed. Vigot Freres 1974.

Cebero F., Gonzalez Iturri J.J. "El laser en el deporte" XI Congreso de la Sociedad Española de Rehabilitacion, Granada, 11 junio 1984.

Cetti R. "Ruptured Achilles tendon- preliminary results of a new treatment" Br. J. Sports Med. 22, 1, 6-8, 1988.

Claes L., Curri C., Kinzi L., Fitzner E., Huttner W. "Less rigid fixation with carbon fibre reinforced materials: mechanical characteristics and behaviour in vivo" Current concept of Internal fixation of fractures. Berlin, Heidelberg, N.Y., Springer Verlag:215-263, 1980.

Claes L., Burri C., Neugebauer D., Wolter D., Rose P. "The influence of various carbon fibre braiding techniques and methods on fixation on extensibility of ligament prostheses" Biomaterials 4:134-136, Abril 1983.

Claes L., Neugebauer R. "In vivo and in vitro investigation of the long-term behavior and fatigue strength of carbon fiber ligament replacement" Clin. Orthop. and Related Res. 196, 99-111, junio 1985.

Claes L., Durselen L., Kiefer H., Mohr W. "The combined anterior cruciate and medial collateral ligament replacement by various materials: a comparative animal study" J. Biomed. Mater. Res. Dec. 21 (A3 Suppl):319-343, 1987.

Colls J. "Enfoque conceptual de las radiaciones electromagneticas" Boletin C.D.L. 12, 15-16, 1-5, 1987.

Coombs R.R. y col. "Collagen typing in carbon-fibre induced tendon" J. Bone Joint Sur.63-B, 2, 296, 1981.

Corpas L. "Manual de laserterapia" Instituto de Investigaciones Laser (Fundacion UEDA-SPACE) ISBN 84-394-5003-4.

Denny H.R., Goodship A.E. "Replacement of the anterior cruaciate ligament with carbon fibre in the dog" J. Small An. Prac. 21, 279-286, 1980.

Drape J. "Emploi des fibre de carbone dans le traitement de la rupture de la corde du jarret chez le chien" Pratique Med. et Chirur. de l'anim. de Cie, 19, 3, 165-170, 1984.

Dzinic M. "Investigaciones sobre los efectos biológicos de la radiación laser" Inv.y Clin. Laser 185, 143-152, 1984.

Easley, K.J. y col. "Mechanical properties of four suture patterns for transected equine tendon repair" Vet. Surg. 19, 2, 102-106, 1990.

Enwemeka C.S. "The effects of therapeutic ultrasound on tendon healing. A biochemical study" Am. J. Phys. Med. Rehabil. 68, 6, 283-287, 1989.

Evans J.H., Barbenel J.C. "Structural and mechanical properties of tendon related to function" Eq. Vet. J. 7, 1-8, 1975.

Figarolo A. "Laserterapia y deporte" Centro Salus, Casale Monferrato, 81-91, 1984.

Forster I.W. y col. "Biological reaction to carbon fibre implants : the formation and structure of a carbon-induced neotendon" Clin. Orthop. 131, 299-307, 1978.

Frank C. y col. "Normal ligament properties and ligament healing" Clin. Orthop. Related Res. 196, 15-25, 1985.

Fuller R.A., Rosen J.J. "Materiales para la medicina" Investigación y Ciencia 73-82, Dic. 1986.

Gartner C., Koln "Terapia laser en las tendinitis resistentes al tratamiento" Bol. C.D.L. 14, 17, Ag. 1987.

Gleason T.F., Barmada R., Ghosh L. "Can carbon fiber implants substitute for collateral ligament" Clin. Orthop. and Related Res. 191, 274-280, Diciembre 1984.

Goodship A.E. Brown P.N. y col. "An assessment of filamentous carbon fibre for treatment of tendon injury in the horse" Vet. Rec. 106, 217-221, 1980.

Goodship A.E., Wilcok S.A., Shah J.S. "The developement of tissue around various implants used as replacements for ligaments and tendons" Clin. Orthop. and related Res. 196, 61-68, junio 1985.

Gopalakrishnan M.S., Bhan S., Dave P.K. "Microstructural organization of carbon induced neotendon" Int. Surg. 69, 277-280, 1984.

Goutallier M. y col. "Remplacement du ligament croise anterieur par des fibres de carbone" Rev. Chir. Orthopedique, 69, 187-194, 1983.

Greenlee T.K., Beckman C., Pike D., "A fine structural study of the development of the chick flexor digital tendon; Model for synovial sheathed tendon healing" Am. J. Anat. 143, 303, 1975.

Gupta B.S. y col. "Effect of suture material and construction of frictional properties of sutures" Surg. Gyn. Obst. 161, 12-16, 1985.

Harilainen A., Myllynene P., "Treatment of fresh tears of the anterior cruciate ligament. A comparison of primary suture and augmentation with carbon fibre" Injury 18, 6, 396-400, 1987.

Hernan B. "Experiencias clínicas con laserterapia en Venezuela usando Laser de baja potencia de emisión infrarroja de 904 nm." Bol. C.D.L. 10 11-17 Dic. 1986.

Hofmann G.O., Weber T., Lob G. "Tendon rupture in chronic kidney insufficiency -uremic tendynophaty- A literature-supported documentation of 3 cases" Chirurg. 61,6, 434-437, 1990.

Horst-Joachim C. "Clinica de las enfermedades del perro" Ed. Acribia 1981.

Hortal A. "Mis primeros tratamientos con laser I.R. Diodo de As-Ga (904 nm)" Bol. C.D.L. 12 Abril 20-21, 1987.

Howard C.B., Winston I., Bell W., Mackie I., Jenkins D.H.R. "Late repair of the calcaneal tendon with carbon fibre" J Bone and Joint Surg. 66-B 2, 206-208, Marzo 1984.

Hutton P.A. "Tendon healing, an histological and electron microscopic study" J. Bone and Joint Surgery 63-B, 2, 296, 1981.

Jenkins H.R. Kawamura K. "Structure of glassy carbon" Nature . 231, may. 21, 175-176, 1971.

Jenkins H.R., Foster I.W., McKibbin B., Ralis Z.A.
 "Induction of tendon and ligament formation by carbon
 implantation" J. Bone and Joint Surg. 59-B, 53-57, 1977.

Jenkins H.R. "Repair of cruciate ligaments with
 flexible carbon fibre" J. Bone and Joint Surg. 60-B, 4, 520-522,
 1978.

Jenkins H.R., McKibbin B. "The role of flexible
 carbon-fibre implants as tendon and ligament substitutes in clinical
 practice" Journal Bone and joint Sur. 62-B, 4 497-499, Nov
 1980.

Jenkins D.H.R. "Ligament induction by
 filamentous carbon fiber" Clin.Orthop. and Related Res. 196, 86-
 87, Junio 1985.

Juri, H., Palma A., Gavoto A. "Efectos del laser
 He-Ne sobre las concentraciones de fibrinógeno en el plasma de
 ratas con lesiones tisulares" Bol. C.D.L. 10, 5-6, Dic. 1986.

Kersjes A.W., Nemeth F., Rutgers L.J.E. "Atlas de
 cirugía de grandes animales" Salvat S.A. 1986.

Kinzi L. y col. "Aspects of coated carbon fibres in
 the ligament- protheses" Unfallchirurgie, 71, 1987.

Knecht C.O. "Evolution of surgical techniques for cruciate ligament rupture in animals" J. Am. Ann. Hosp. Assoc. 12, 717-726, 1981.

Knecht C.O. "Técnicas fundamentales en cirugía veterinaria" 3 Ed. Interamericana 1990.

Kokino M., Tözün R., Alatli M., Temelli Y., Berkman M., Altug T., "Effect of laser irradiation on tendon healing" International Congress on Laser in Medicine and Surgery Bologna, June 26, 27, 28, 1985.

Krackow K.A., Thomas S.C., Jones L.C. "A new stitch for ligament-tendon fixation" Journal Bone and Joint Sur. 68-A, 5, 764-767, Junio 1986.

Larsen A.I., Egtjord M., Jelsdorff H.M. "The low dose heparin in the treatment of calcaneal peritendinitis" Scand. J. Rheumatol. 16, 1, 47-51, 1987.

Leonard P.E. "Orthopedic Surgery of the dog and cat" W.B. Saunders co. 1971.

Leonard P.E. "Cirugía de pequeños animales" Ed. Científico-Médica 1972.

Leyson R.L., Channon G.M., Jenkins D.H.R., Ralis Z.A. "Flexible carbon fibre in late ligamentous reconstruction

for instability of the knee" J. Bone and Joint Surg., 66-B, 2: 196-200, marzo 1984.

Liebermann J.R., Lozman J., Czajka J., Dougherty J., Clin. Orthop. 234, 204-208, 1988.

Littlewood H.F. "Treatment of sprained tendons in horses with carbon fibre implants" Vet. Rec. 105, 223-224, 1979.

Lochner F.K. y col. "In vivo and in vitro measurement of tendon strain in the horse" Am. J. Vet. Res. 41, 1929-1937, 1980.

Lupyr' y col. "The effect of laserpuncture on the functional indices of the mammalian body" Radiobiologiya 30, 5, 671-674, 1990.

Maekisalo S.E., Skutnabb K., Holmstroem T., Groenblad M., Paavolaian P. Am. J. Sports Med. 16, 6, 589-593, 1988.

Maekisalo S.E., Pavolainen P., Holmstron T., Skutnabb K. "Carbon fiber as a prosthetic anterior cruciate ligament. A biochemical and histological analysis in pigs" Am. J. Sports Med. 17, 4, 459-462. 1989.

Maekisalo S.E. y col. "Tissue reactions around two alloplastic ligament substitute materials: experimental study on

rats with carbon fibres and polypropylene". *Biomaterials*, 10 (2):105-8.

Maekisalo S.E. "Induction of connective tissue by various alloplastic materials: an experimental study in rats". *Biomaterials*, 10 (7):499-502.

Maekisalo S.E. y col. "Collagen types I and III and fibronectin in healing anterior cruciate ligament after reconstruction with carbon fibre". *Injury*, 20 (2):72-6.

Manske P.R. y col. "Intrinsic Flexor- Tendon repair" *J Bone Joint Surg.* 66-A, 3:385-396. 1984.

Mansmann R.A., McAllister E.S., Pratt P.N. "Eq. Med. and Surg." *Am. VEt. Publications* 3 Ed. Vol. 2, 1071-1098, 1982.

Martinez A. Amenta P.S. "Basic concepts in wound healing" personal communication. Thomas Jefferson Univ. Phil. Pa. and Robert Wood Jhonson Medical College. New Brunswick N.J. U.S.A. 1991.

Masuko H., Ohno O. "Experimental study of carbon fibers on ligament reconstruction in rabbit" *Med. J. Kobe Univ.* 48, 2, 33-42, 1987.

Maya J. "El laser en el tratamiento del dolor" I Congreso Nacional de Laserterapia Torremolinos 2,3,4 junio 1983.

McKibbin, L.S. "An evaluation of the effects of the low energy laser on soft tissue in horses" New Frontiers in Laser Medicine and Surgery, Ed. Kazuhiko Atsumi, ISBN 90, 1980.

McKibbin, L.S., Paraschak M.A. "A study of the effects of lasering on cronic bowed tendons at Wheatley hall Farm Limited, Canada, 1983" Lasers in Surg. and Med. , 3, 55-59, 1983.

McKibbin L.S., Paraschack M.A. "Use of laser light to treat certain lesions in standarbreds" Mod. Vet. Prac. Marzo , 210-213, 1984.

Mendes D.G. y col. "Histologic pattern of biomechanic properties of the carbon fiber-augmented ligament tendon" Clin. Orthop. and Related Res., 196, 51-60, Junio 1985.

Mendes D.G., Angel D., Grishkan A., Boss J. "Histological response to carbon fibre" J. of Bone and Joint Surg., 67-B, 4, 645-649, Agosto 1985.

Mendes D.G., Soudry M., Roffman M., Boss J., "Maturation of composite ligament" Clin. Orthop. 234, 291-295, 1988.

Mester E. "Resultados clínicos de estimulación laser y estudios experimentales sobre el mecanismo de acción " *Minerva Medica*, 72, 33, 2195-2199, Sep. 1981.

Mester E. y col. "The biomedical effects of laser application" *Laser in Surg. and Med.*, 5, 31-39, 1985.

Miranda R., "La bioestimulación laser en medicina" *Modena 1981. Proceedings of the 7° Intern. Cong. Optoelectronics in Medicine*. Ed. W. Waidenlich, Springer-Verlag Berlin, 103-109.

Mins R.J., Muckle S.D. "The use of filamentous carbon fibre for the repair of osteoarthritic articular cartilage. A preliminary investigation" *J. Bone Joint Surg.*, 612-B, 3:381, Agosto 1979.

Moazami, N. y col. "Reinforcement of colonic anastomoses with a laser and dye-enhanced fibrinogen" *Arch. Surg.* 125, 11, 1452-1454, 1990.

Molina J.J., Möller I. "Laser en reumatología, afectación periférica" *Bol. C.D.L.* 6, 8-10, Febrero 1986.

Muntane M.D. "Mesa redonda internacional sobre los efectos y últimos avances del laser" *Inv. y Clín. Laser en Med. y Cir.* 2° época, 1, 0, 7-10, Dic. 1988.

Murison M.S., Eardley I., Slapak M. "Tendinitis a common complication after renal transplantation" Transp. Oct. 48, 4, 587-589, 1989.

Naranjo J. G. y col. "Experiencias con el laser de baja potencia en rehabilitación en Colombia: sobre lesiones de tejido blando en zona articular y afecciones con dolor espinal agudo y crónico" Bol. C.D.L. 10, 7-10, 1986.

Neugebauer R., Burri C. "Carbon fiber ligament replacement in chronic knee instability" Clin. Orthop. and Related Res. 196, 118-123, Junio 1985.

Nixon A.J., Stashak T.S., Smith F.W., Norrdin R.W. "Comparison of carbon fibre and nylon suture for repair of transected flexor tendons in the horse" Eq.. Vet. J., 16, 2, 93-102 1984.

Nómina Anatómica Veterinaria. 3 Ed. y Nómina Histológica 2 Ed. Intern. Comitee on Gross Anatomy Nomenclature. World Assoc. Vet. Anatomists. Ithaca, NY. 1983.

Noyes F.R. y col. "Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions". J Bone Joint Surg. 66-A,3: 344-352. 1984

Olavi A. y col. "Effects of the infrared laser therapy at treated and non treated trigger points" *Acupunc. Electrother. Res.* 14, 1, 9-14, 1989.

O'Donoghue D., y col. "Repair and reconstruction of the anterior cruciate ligament in dogs" *J. Bone and Joint Surg.*, 53-A, 4, 710-718, Junio 1971.

Palomeque J., Palacios L., Viscor G., Vila E., "Estudio biológico del efecto laser de He-Ne sobre la membrana celular: alteraciones en la fragilidad osmótica eritrocitaria" *Bol. C.D.L.*, 9, 4-5, Sept. 1986.

Parker R.A. "The analysis of forces and displacements in the digit of a horse during the walk". Master Sci Thesis. Cornell Univ, NY. 1973.

Parsons J.R. Rosario A., Weiss A.B., Alexander H. "Achilles tendon repair with an absorbable polymer-carbon fiber composite" *Foot & Ankle*, 5, 2, 49-53, 1984.

Parson J.R., Bhayani S., Alexander H., Weis A.B. "Carbon fiber debris within the synovial joint" *Clin. Orthop. and Related Res.*, 196, 69-75, Junio 1985.

Pastrana R.B., Dominguez J.C., Rodriguez A. "Utilización de implantes de fibra de carbono en el tratamiento quirúrgico de las tenectomías experimentales en la

rata: valoración morfo-funcional" Med. Vet., 5, 2, 105-114, 1988.

Person M.W. "Prothetic replacement of the cranial cruciate ligament under arthroscopic guidance. A pilot project" Vet. Surg. 16, 1, 37-43, 1987.

Peyrou P.L. "Le traitement des instabilites anterieur et interne du genou par transposition musculo-tendineuse renforcee par fibres de carbone. A propos de 83 observations". Chirurgie, 113 (2):107-12.

Pijanowski G.J., y col. "Strength characteristics and failure modes of suture patterns in severed goat tendons" Vet. Surg, 18,5, 335-339, 1989.

Pikuler, A.T. y col. "Aspartate aminotransferase and glutamate dehydrogenase activity in the rat brain during infrared laser exposure" Radiobiologija. 29, 2, 274-276, 1990.

Poldi, R. Montani G. Beltrami G.F., Coiana L., "Laserterapia en la traumatologia deportiva" Medicina del deporte, 35, 1, 15-20, febrero 1982.

Ralis Z.A., Forster I.W. "Choice of the implantation site and other factors influencing the carbon fibre-tissue reaction" J. Bone and Joint Surgery, 63-B, 2, 295, 1981.

Rodriguez M.A." Un diagnóstico y tratamiento modélico. "Sultan" operado en Raspeig". Información Veterinaria, abril: 26-28. 1990.

Roitge R. "Tratamiento con laser de las lesiones producidas en la practica deportiva" I Congreso Internacional de Laserterapia Torremolinos 2,3,4 Junio 1983.

Rushton N., Dandy D.J., Naylor C.P.E. "The clinical arthroscopic and histological findings after replacement of the anterior cruciate ligament with carbon-fibre" J. Bone and Joint Surg., 65-B, 3, 308-309, Mayo 1983.

Salisbury R.E., M.D., Arthur D. Mason, Norman S. Levine, Mc,Basil A. Pruitt, Clarence W.R. Wade. "Artificial tendons: desing, application, and results" J. Trauma 1974, 14, 7, 580-586.

Santiesteban J.M., Avila Jurado, I., Riber Perez C. "Laser I.R. dioro (904 nm) en las tendinitis del caballo deportivo" Bol. C.D.L. 19, 17-20, Diciembre 1988.

Saperia D., Glassberg E., Lyons R.F., Abergel R.P., Baneux P., Castel J.C., Dwyer R. "Demostración de niveles elevados del MRNA procolágeno tipo I y tipo III en heridas cutáneas tratadas con Laser He-Ne" Bol. C.D.L., 10, Dic. 1986.

Sim E., Wicke L., Neuhold A., Fezoulidis I.
 "Comparison of the value of magnetic resonance tomography and
 computerized tomography in the follow-up of augmentation-plasties
 with carbon fiber ligaments of the anterior cruciate ligament"
 Unfallchirurgie 15, 3, 152-161, Jun. 1989.

Slatter D.H. "Texto de Cirugia de los Pequeños
 Animales" Tomo II Ed. Salvat 1989.

Sokolovskii V.V., Ushkova I.N., Berezin D.
 Pokrovskaja L.A. y col. "The stimulating effect of He-Ne laser
 radiation on rabbit eyes" Oftalmology Zh. , 3, 176-178, 1990.

Stashak T.S. "Adams' Lameness in horses" Lea
 & Febiger. Philadelphia 4 Ed. 1985.

Stein L.E., Pijanowski G.J. "Effects of whole
 blood clots, time, and implant size on vascularization and collagen
 deposition along Teflon-ensheathed carbon fibers implanted in
 ewes" Am. J. Vet. Res., 45, 12, 2640-2644, 1984.

Strover A.E., Firer P. "The use of carbon fiber
 implants in anterior cruciate ligamen surgery" Clin. Orthop. and
 Related Res, 196, 88-98, 1985.

Sundquist H., Forsskahl B., Kvist M. "A promising
 novel therapy for Aquilles peritendinitis: double-blind comparison of

glycosaminoglycan polysulfate and high dose indomethacin" Int. J. Sports Med. 8, 4, 298-303, Agosto 1987.

Tarrago A. "El laser en ortopedia" Noticias Neosan . 224, 121-133, 1987.

Tayton K., Phillips G., Ralis Z. "Long-term effects of carbon fibre on soft tissues" J. Bone and Joint Surg., 64-B 1, 112-114, 1982.

Tayton K. y col. "The use of carbon fibre in human implants: the state of the art". J. Med. Eng. Technol., 7(6):271-2. 1983.

Thermann H., Zwipp H., "Achilles tendon rupture" Unfallchirurg. Klinik, Medizinischen Hochschule Hannover. Orthopade 18, 4, 321-333, 1989.

Thomas N.P., Turner I.G., Jones C.B. "Prosthetic anterior cruciate ligaments in the rabbit" J. Bone and Joint Surg. 69-B, 2:312-316, Marzo 1987.

Valdez H., Clark R.G., Hanselka D.V. "Repair of digital flexor tendon lacerations in the horse, using carbon fiber implants" JAVMA , 177, 5:427-435, 1980.

Valdez H. y col. " Flexible carbon fibre for repair of gastrocnemius and superficial digital flexor tendons in a heifer

and gastrocnemius tendon in a foal". J. Am. vet. med. Ass., 181:154-157. 1982.

Vaughan L.C. "A study of the replacement of the anterior cruciate ligament in the dog by fascia, skin and nylon" Vet. Rec. 75, 21, 537-541, 1963.

Vaughan L.C., Edwards G.B. "The use of carbon fibre for tendon repair in animals" Vet. Rec. 102, 13, 287-288, 1978.

Vaughan L.C., Edwards G.B., Gerring E.L. "Tendon injuries in horses treated with carbon fibre implants" Eq. Vet. J. 17, 1, 45-50, 1985.

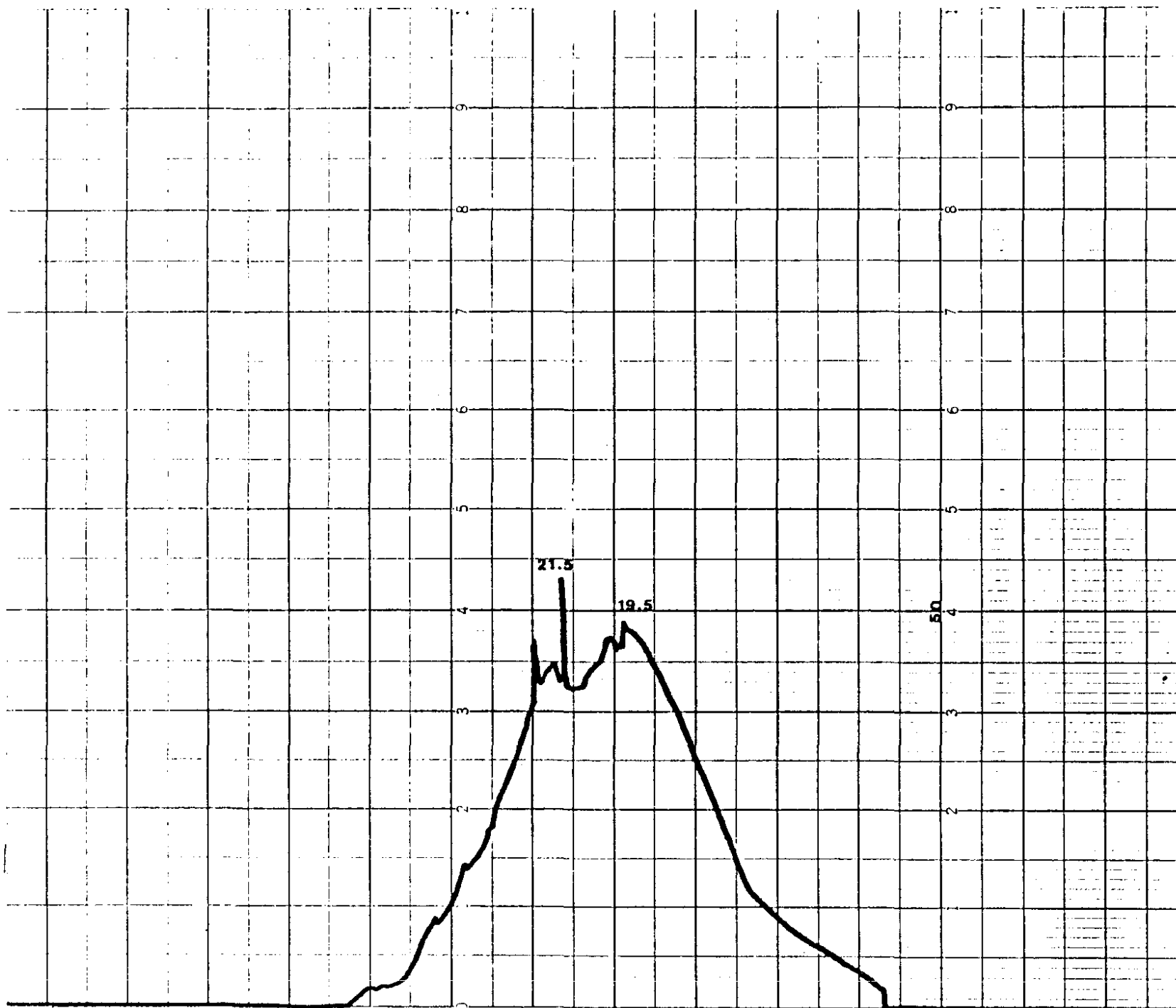
Wawrzyniak P. "Considerations actuelles sur le tendon et ses annexes" These Alfort n° 69 1981.

Weiss A.B., Blazina M.E., y col. "Ligament replacement with an absorbable copolymer carbon fiber scaffold-early clinical experience" Clini. Orthop. and Related Res., 196, 77-85, Junio 1985.

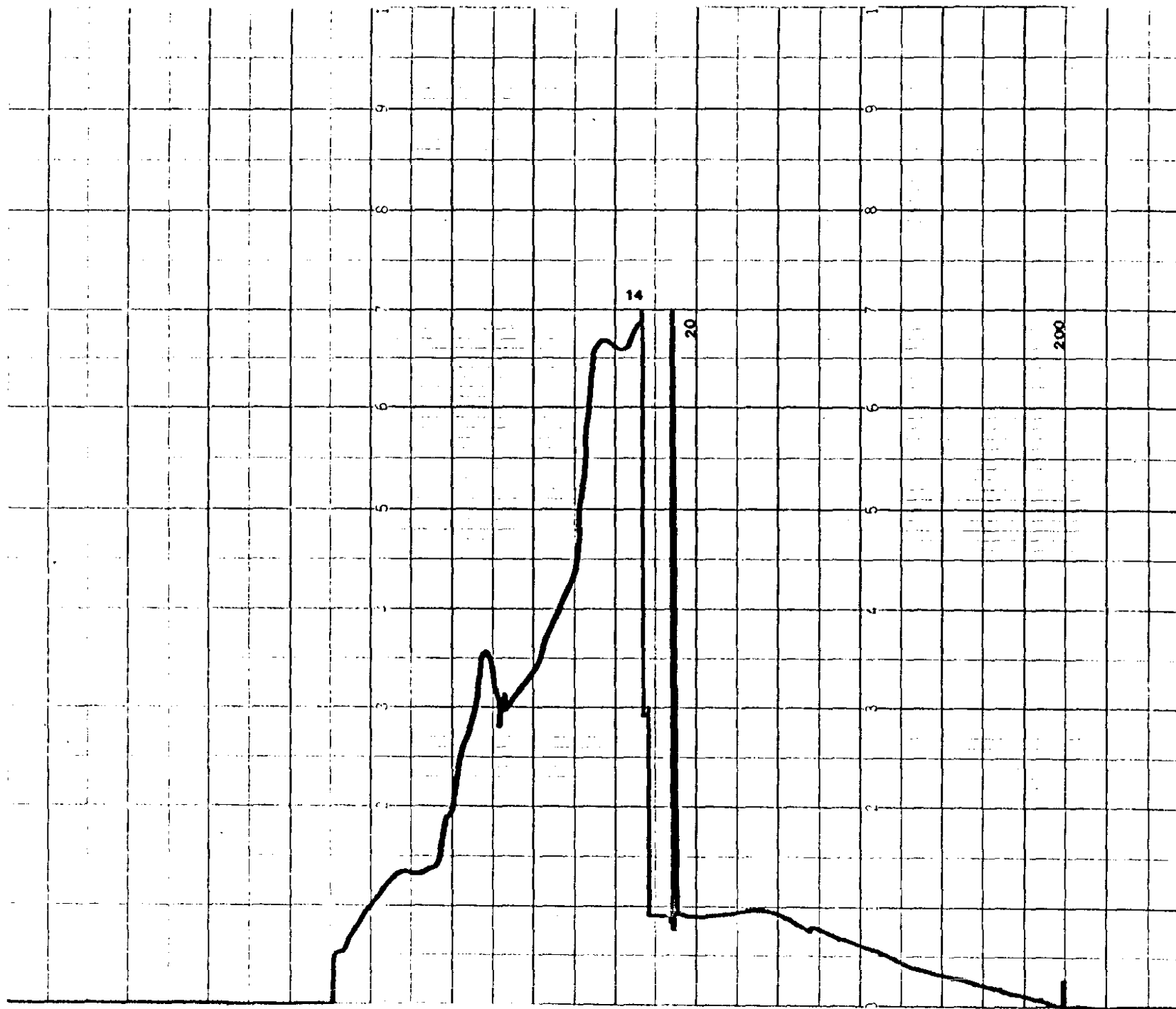
Williams F., Heaton A., McCullagh K.G. "Cell morphology and collagen types in equine tendon scar" Res. in Vet. Sci. 28, 302-310, 1980.

Wolter D. "Biocompatibility of carbon fibre and carbon fibre microparticles" *Aktuel Probl. Chir. Orthop.* 26, 28-36, 1983.

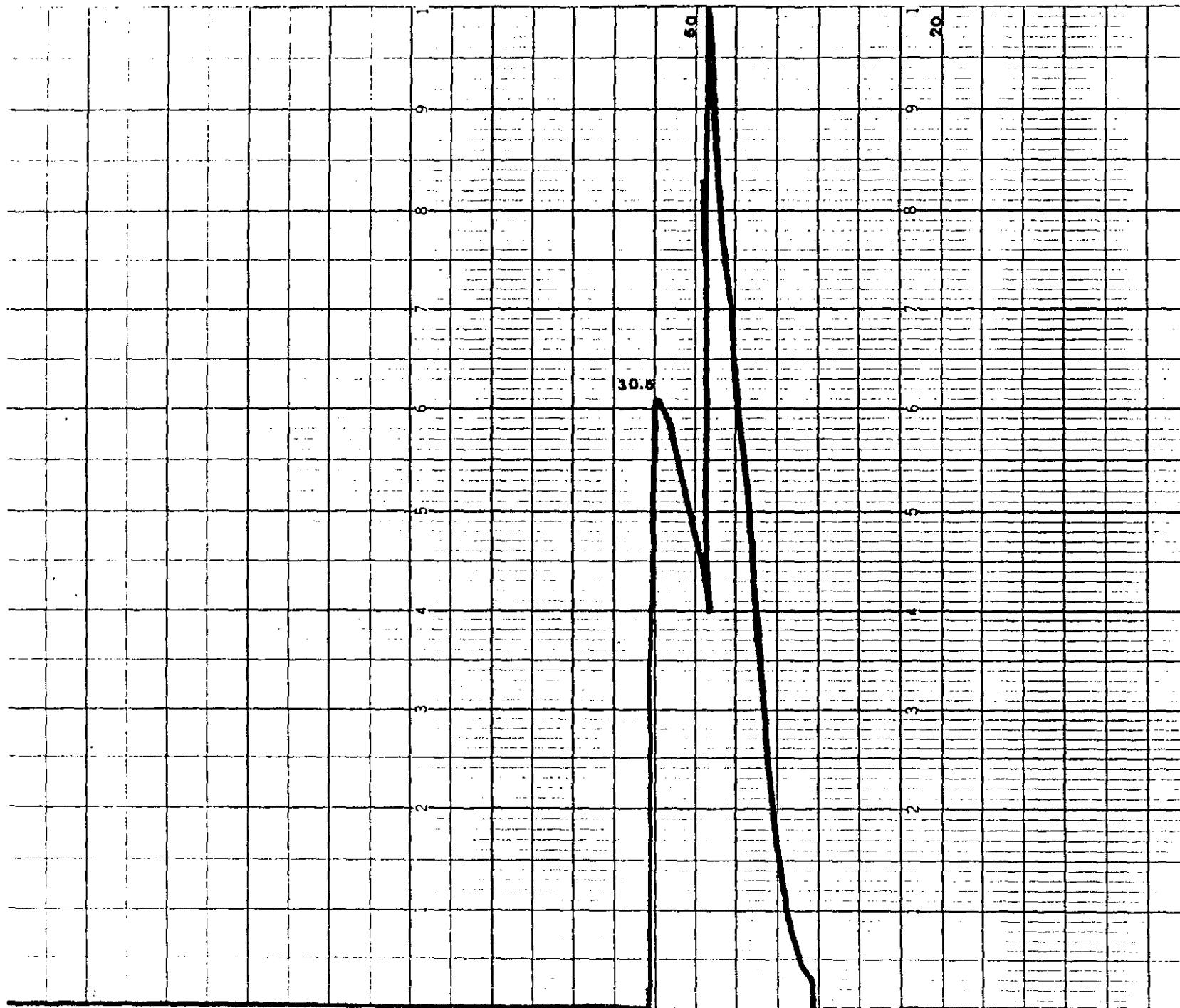
APENDICE I



Gráfica nº 1



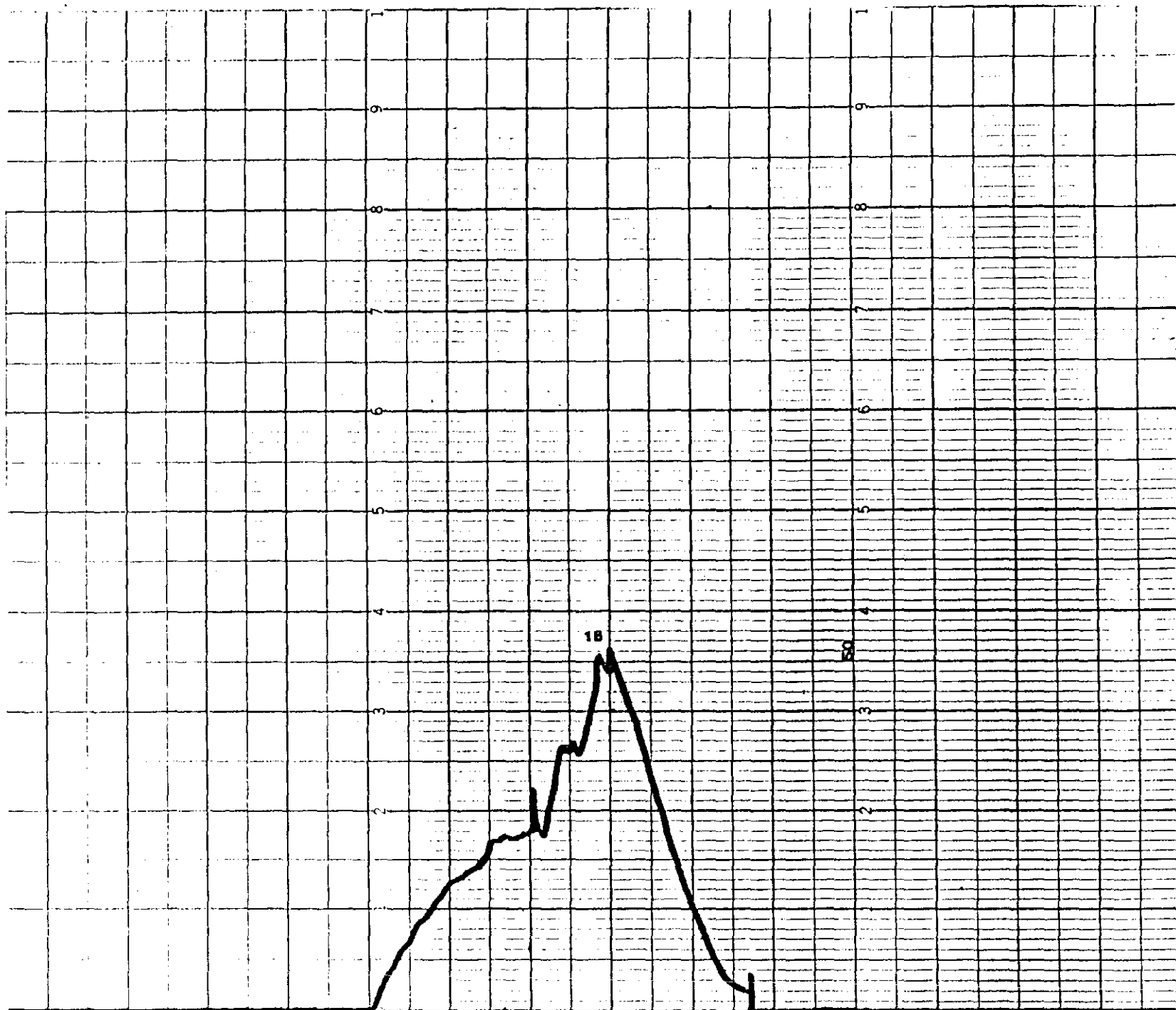
Gráfica nº 2



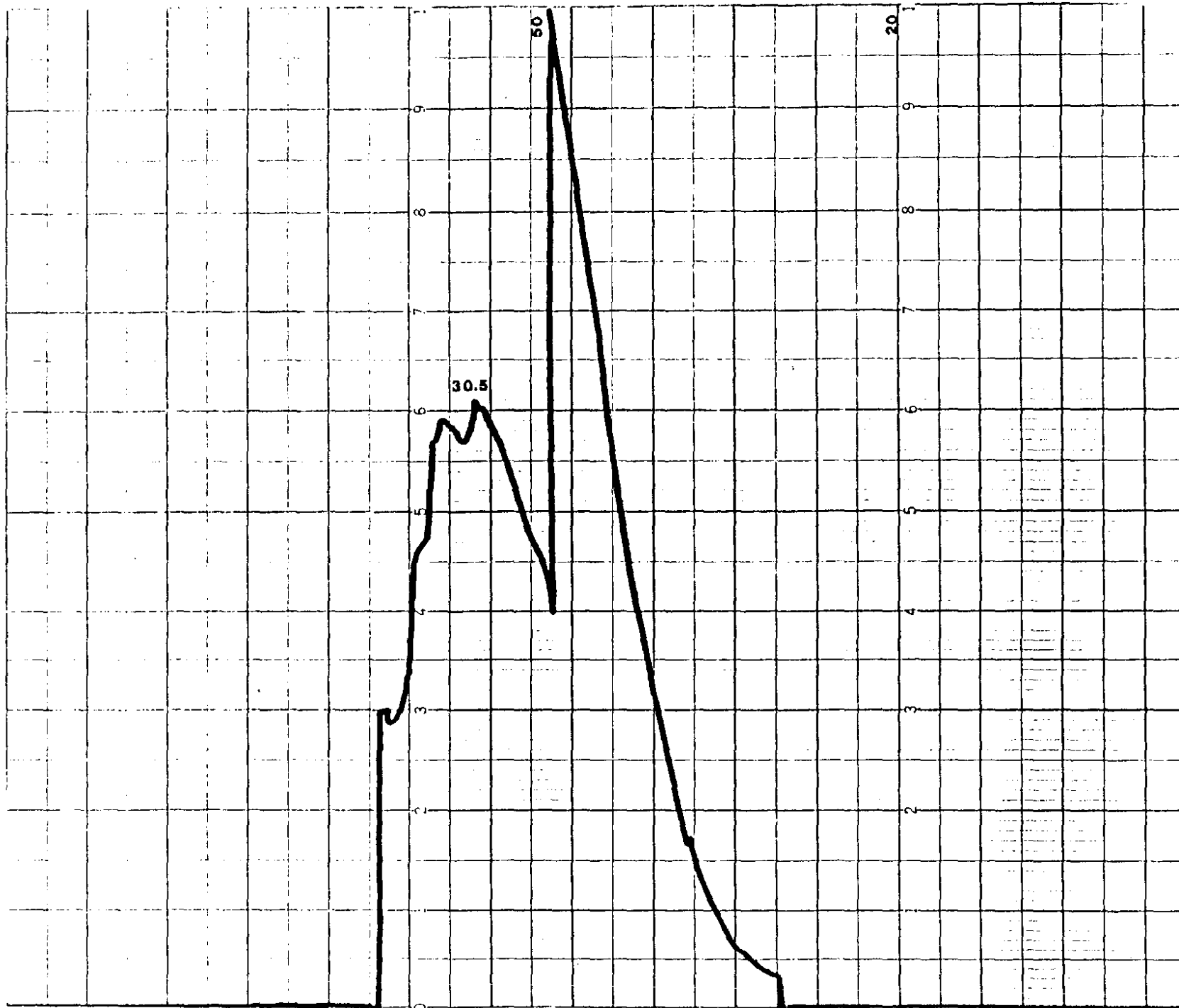
Gráfica nº 3



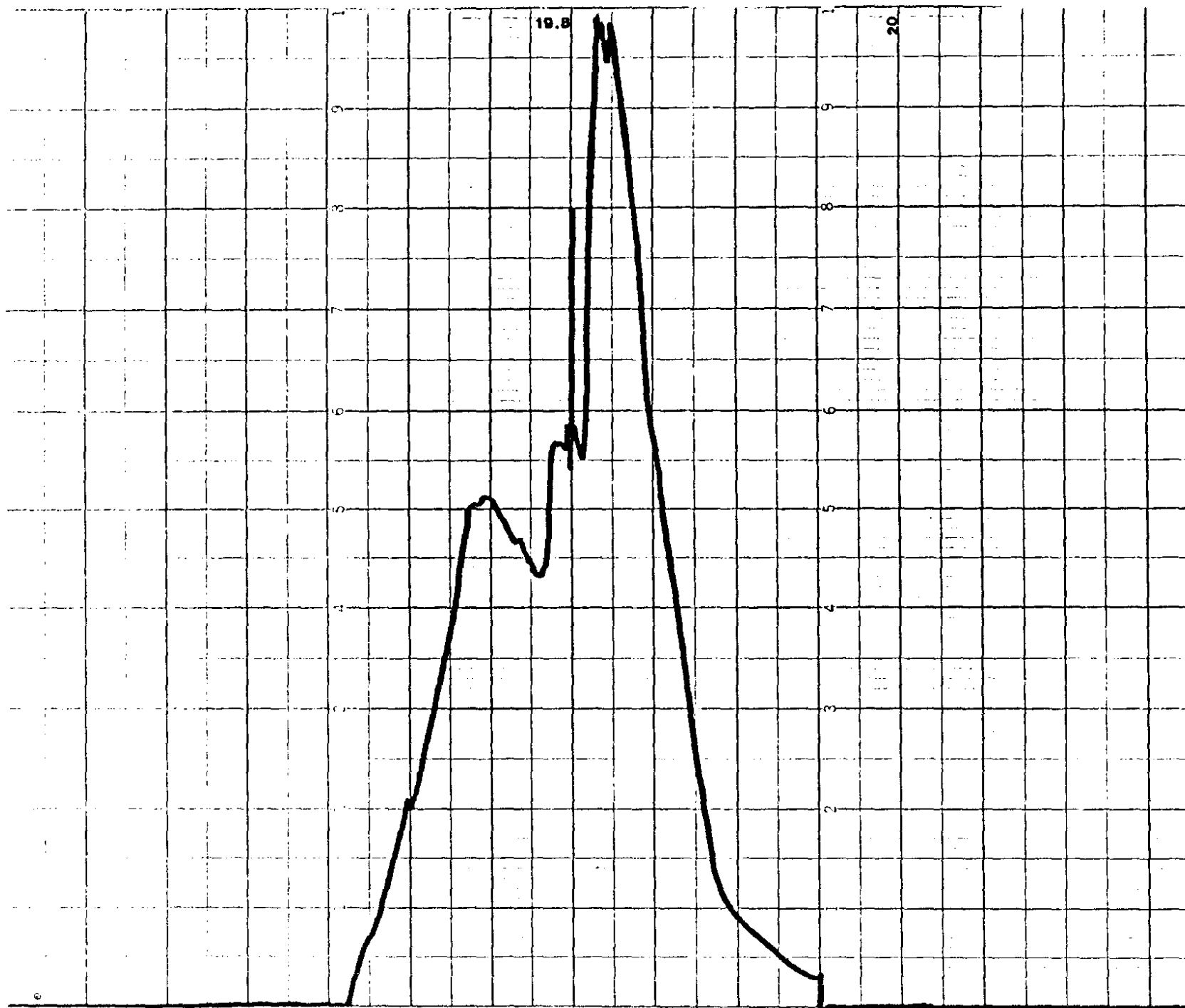
Gráfica nº 4



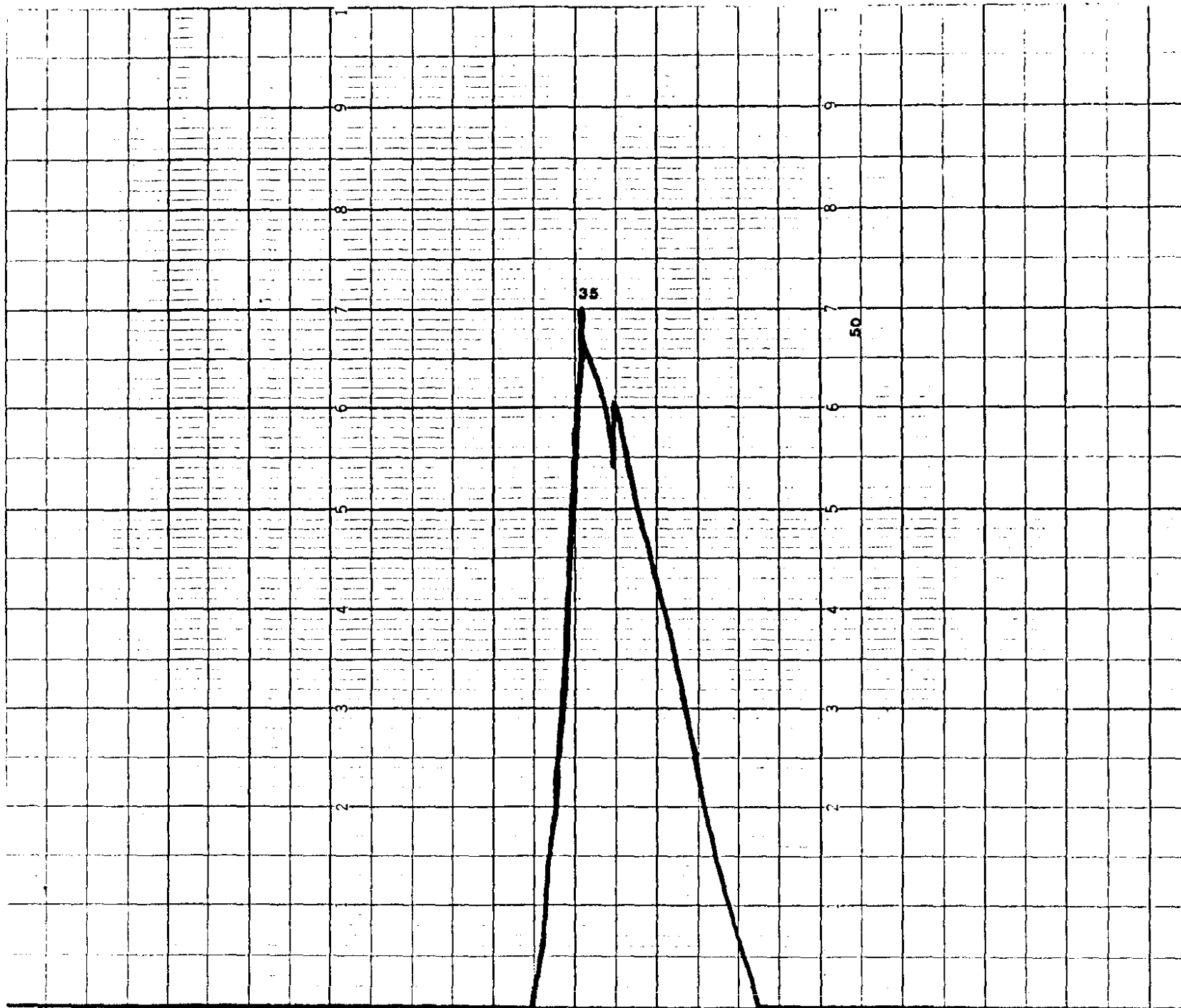
Gráfica nº 5



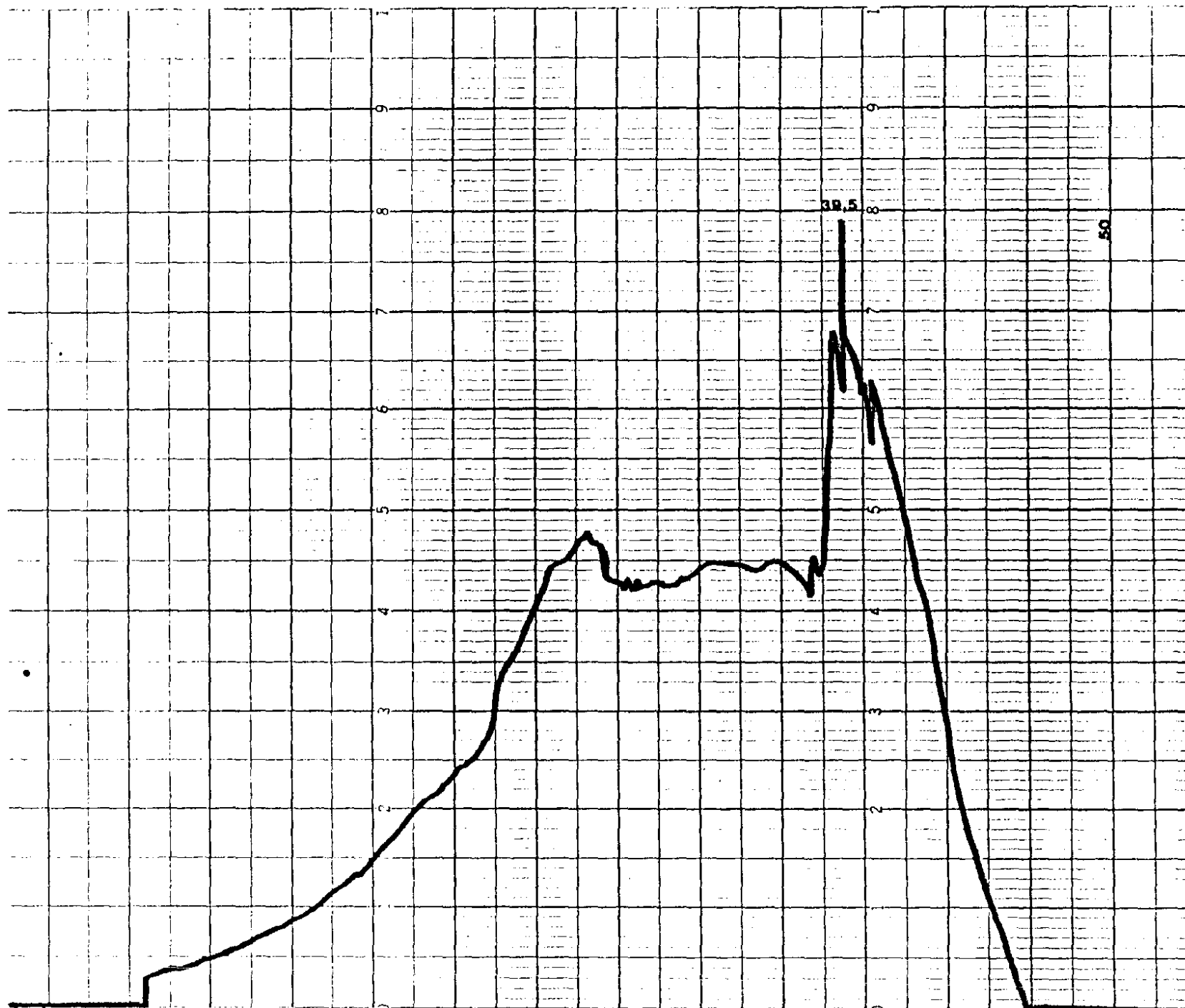
Gráfica n°6



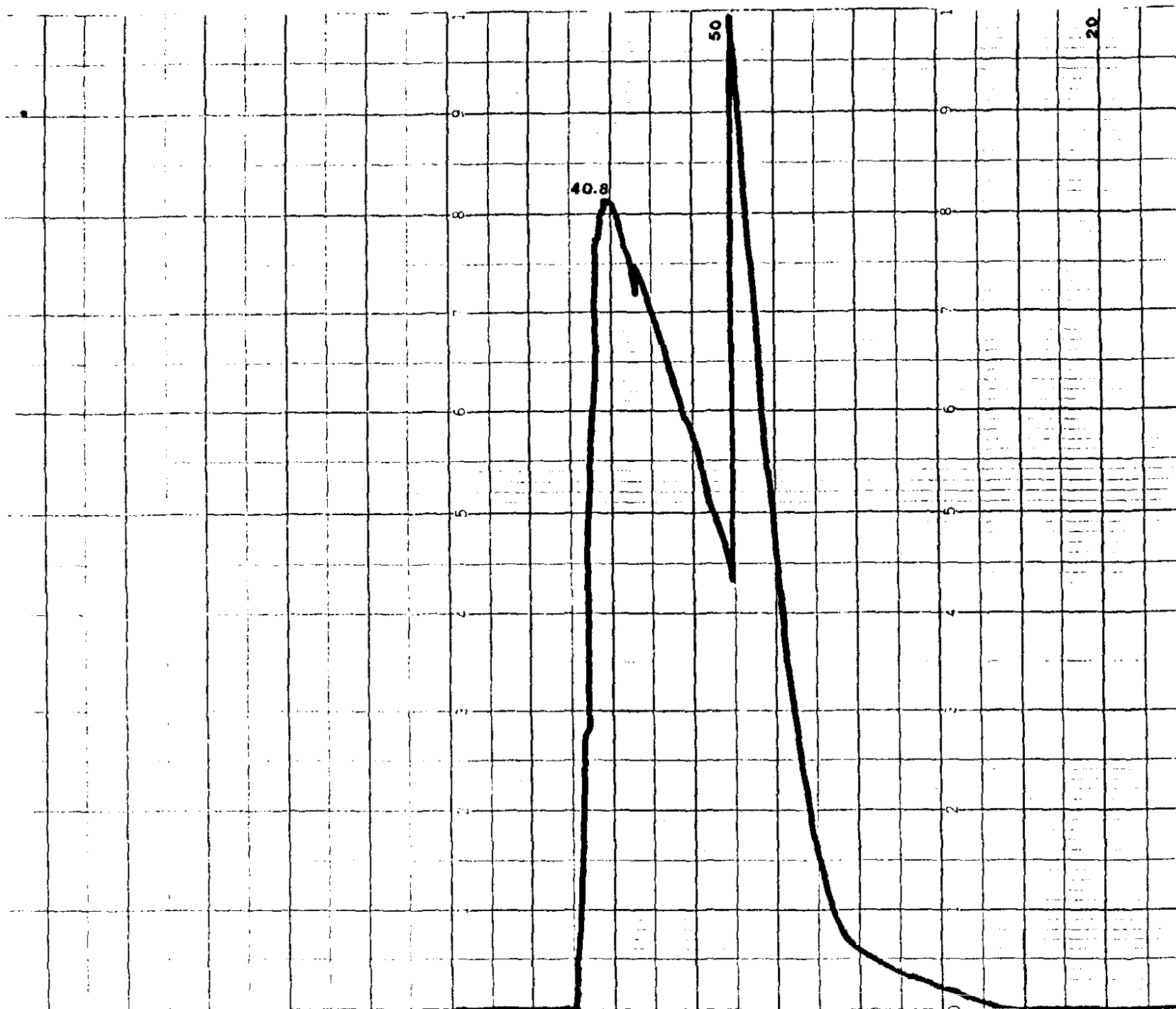
Gráfica nº 7



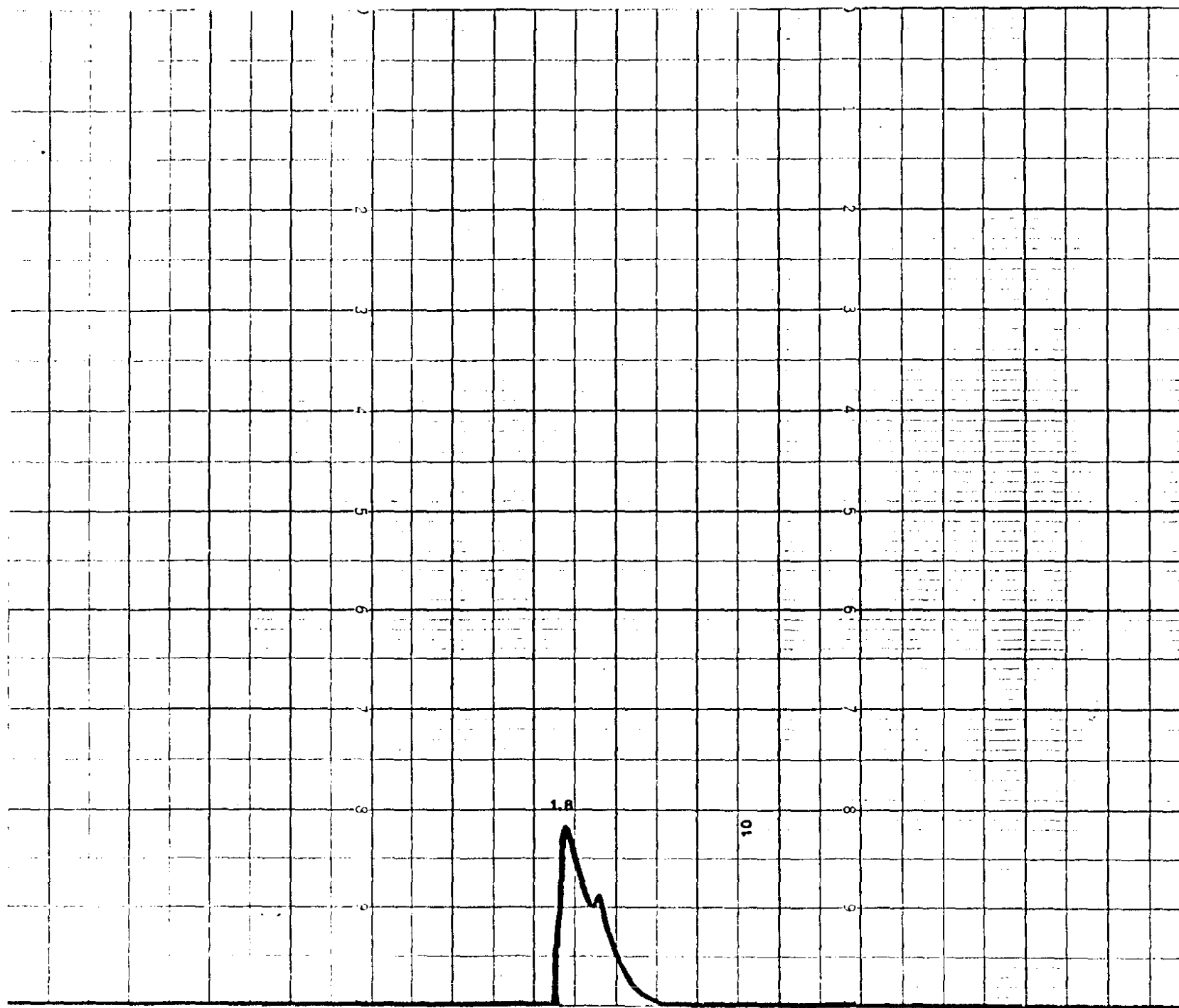
Gráfica nº 8



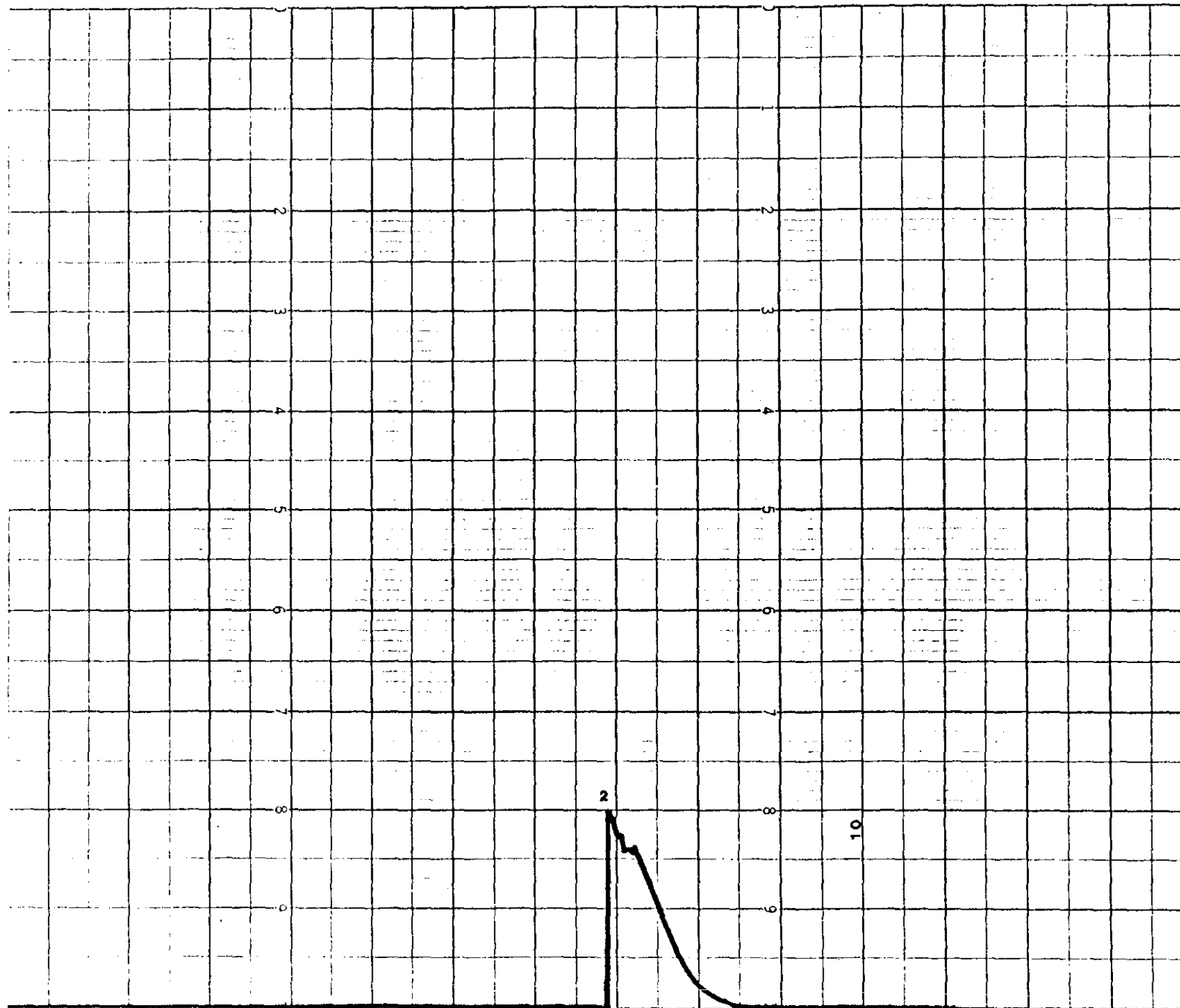
Gráfica nº 9



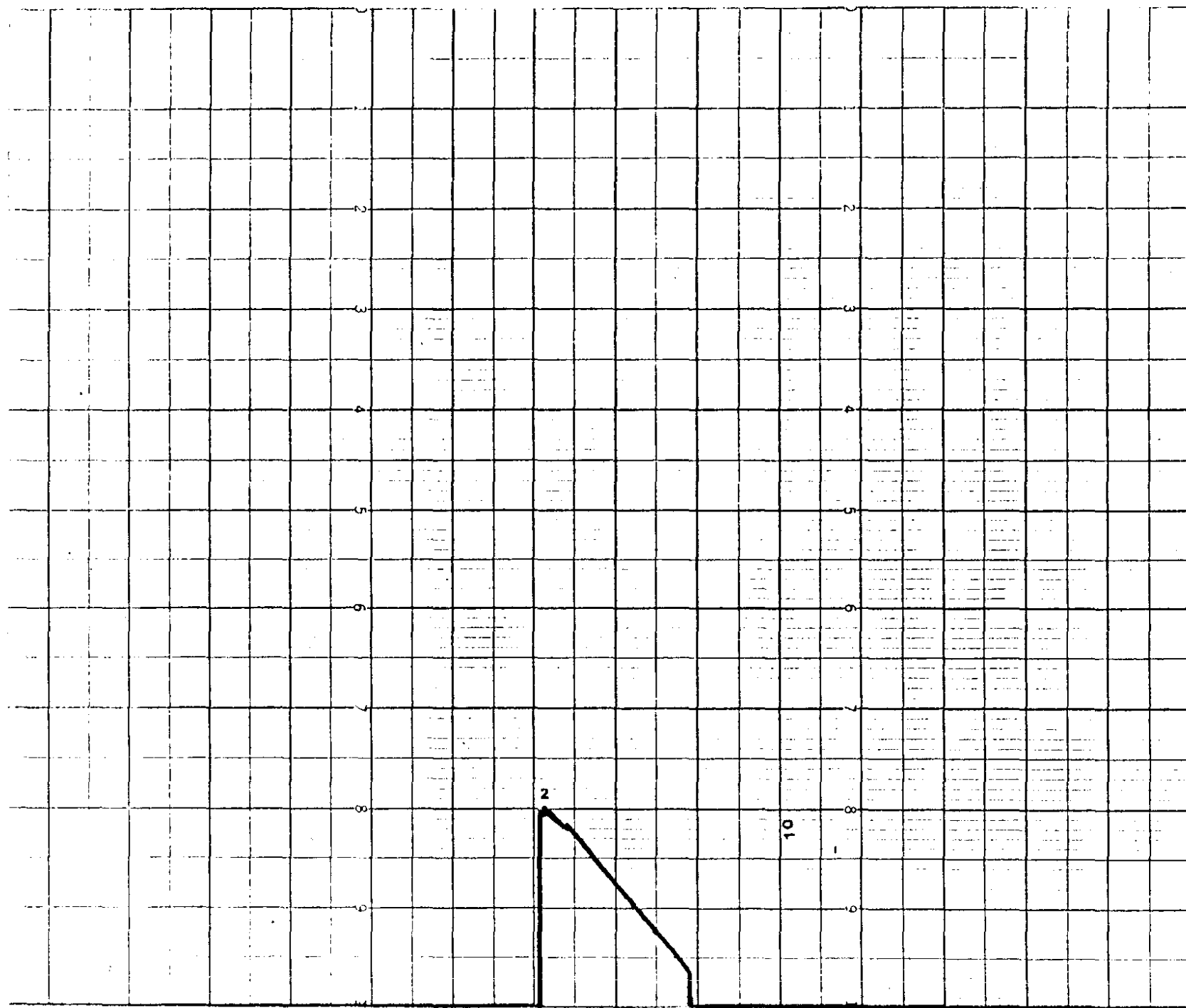
Gráfica nº10



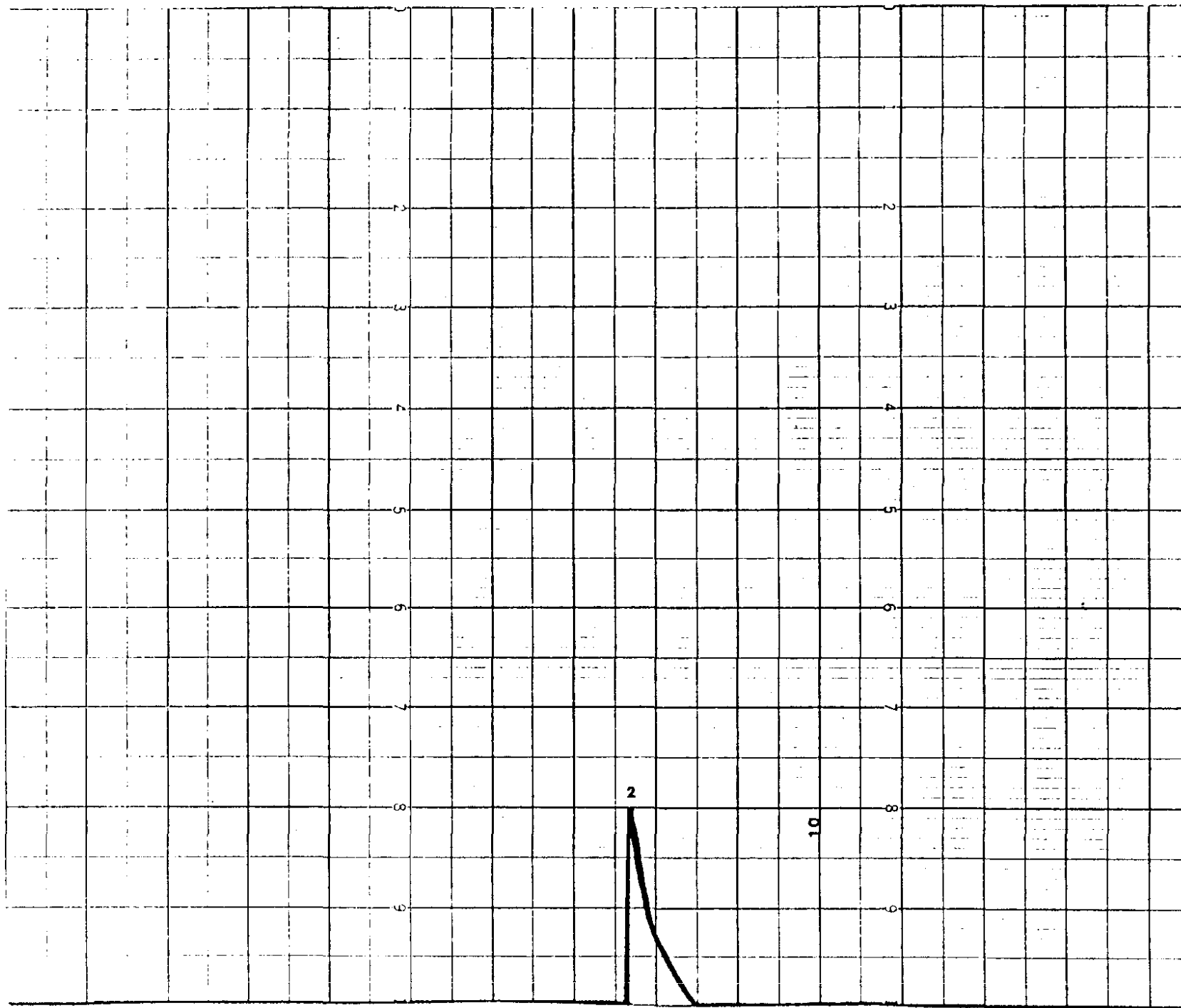
Gráfica nº11



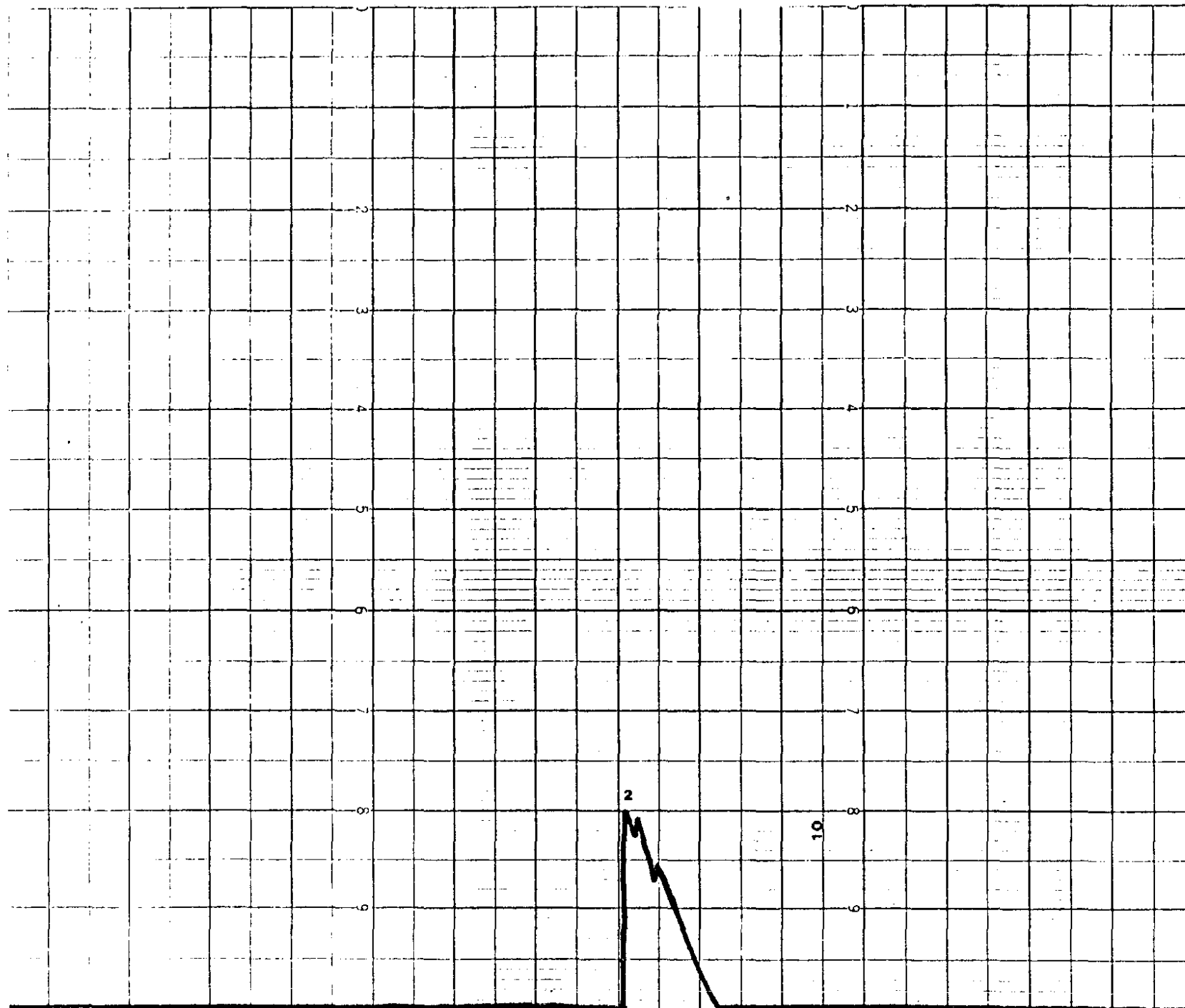
Gráfica n°12



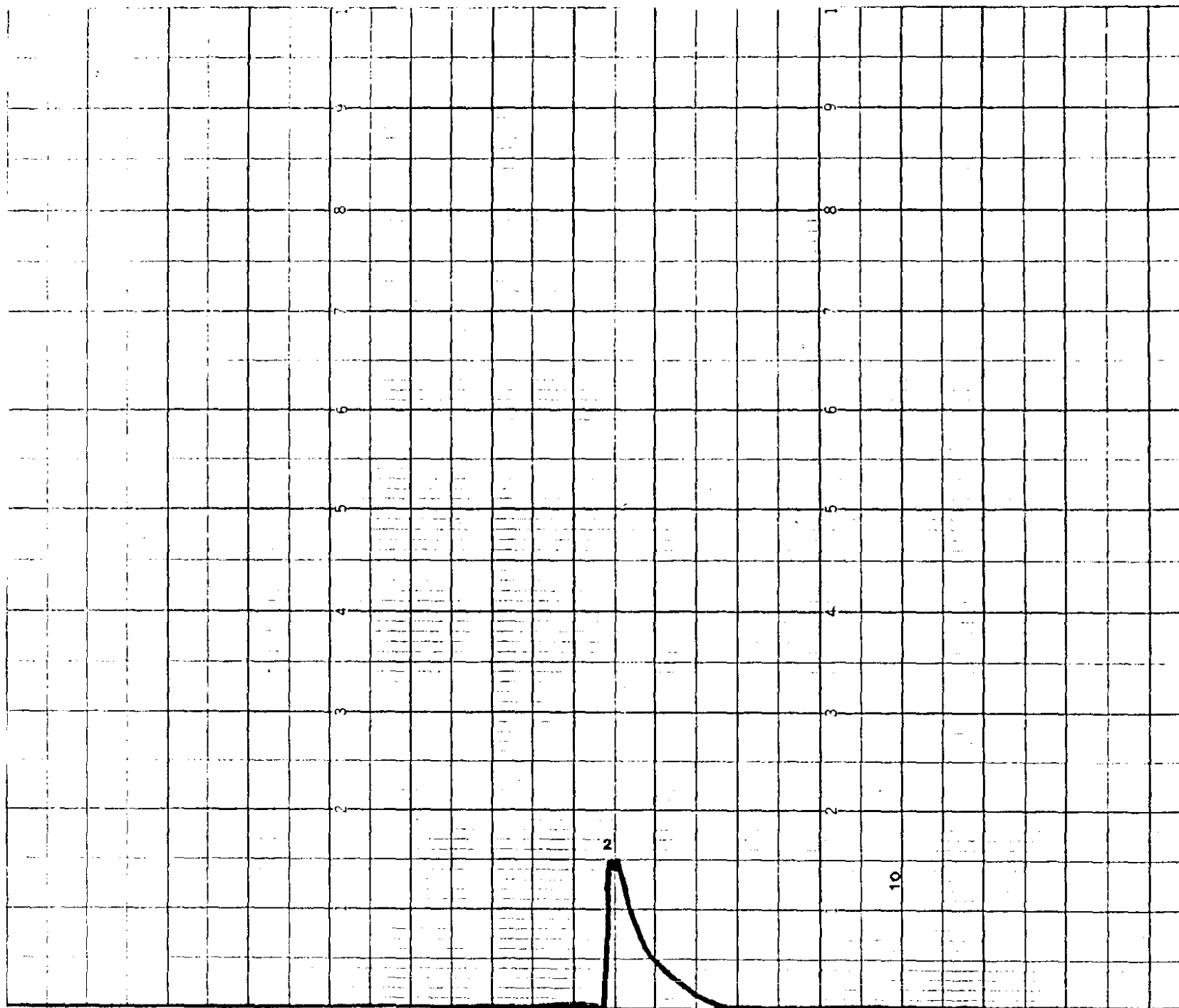
Gráfica nº13



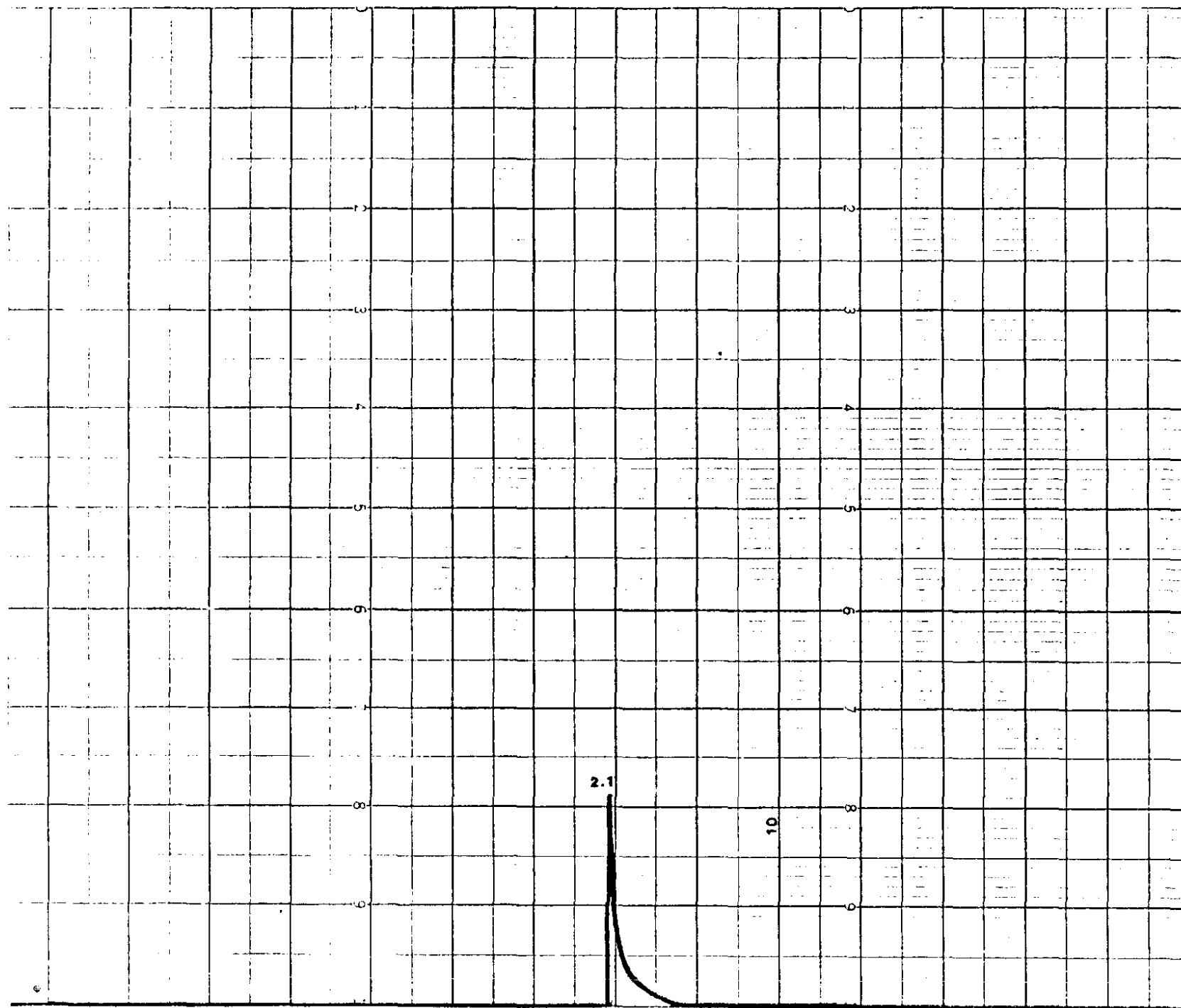
Gráfica nº14



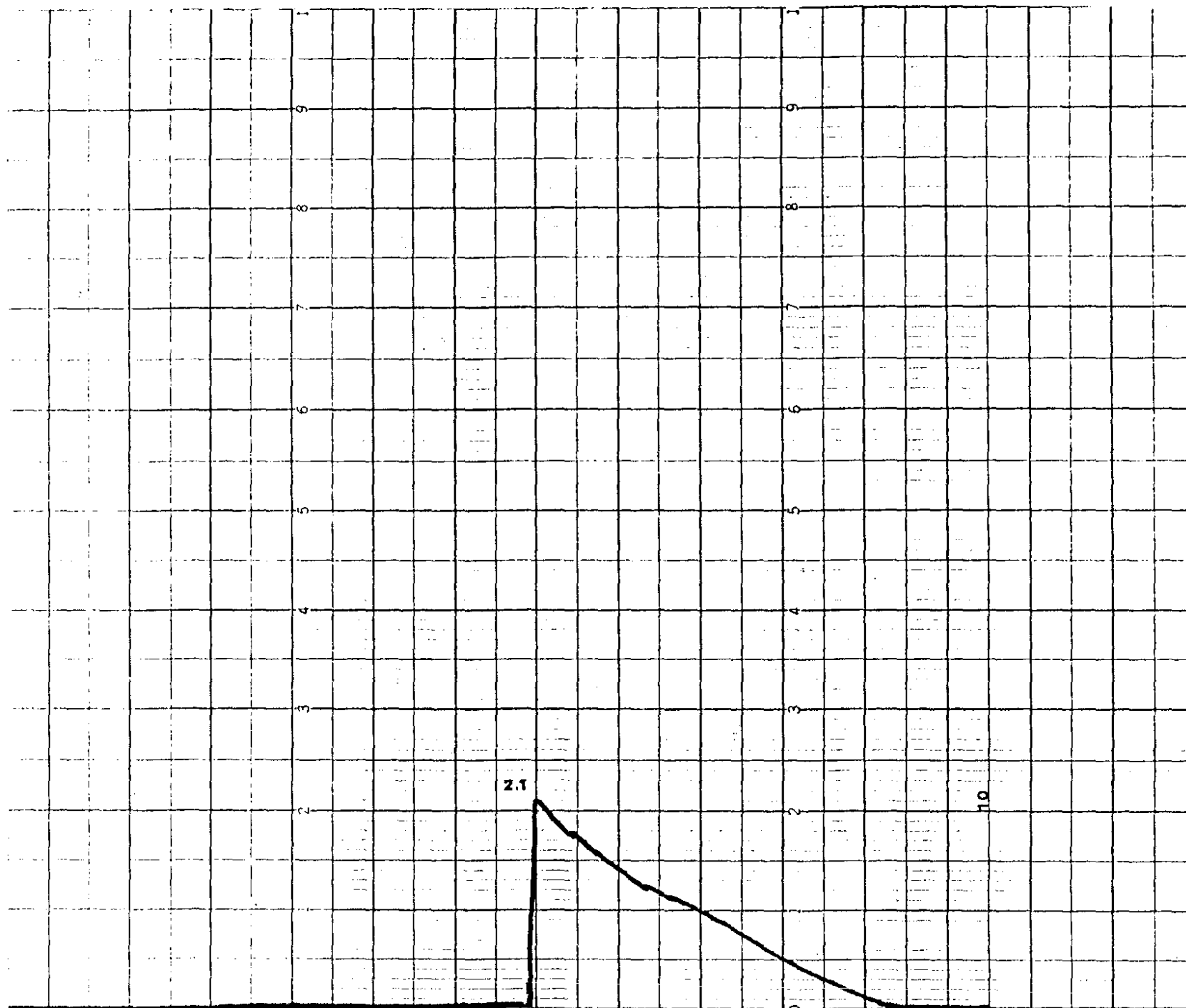
Gráfica nº15



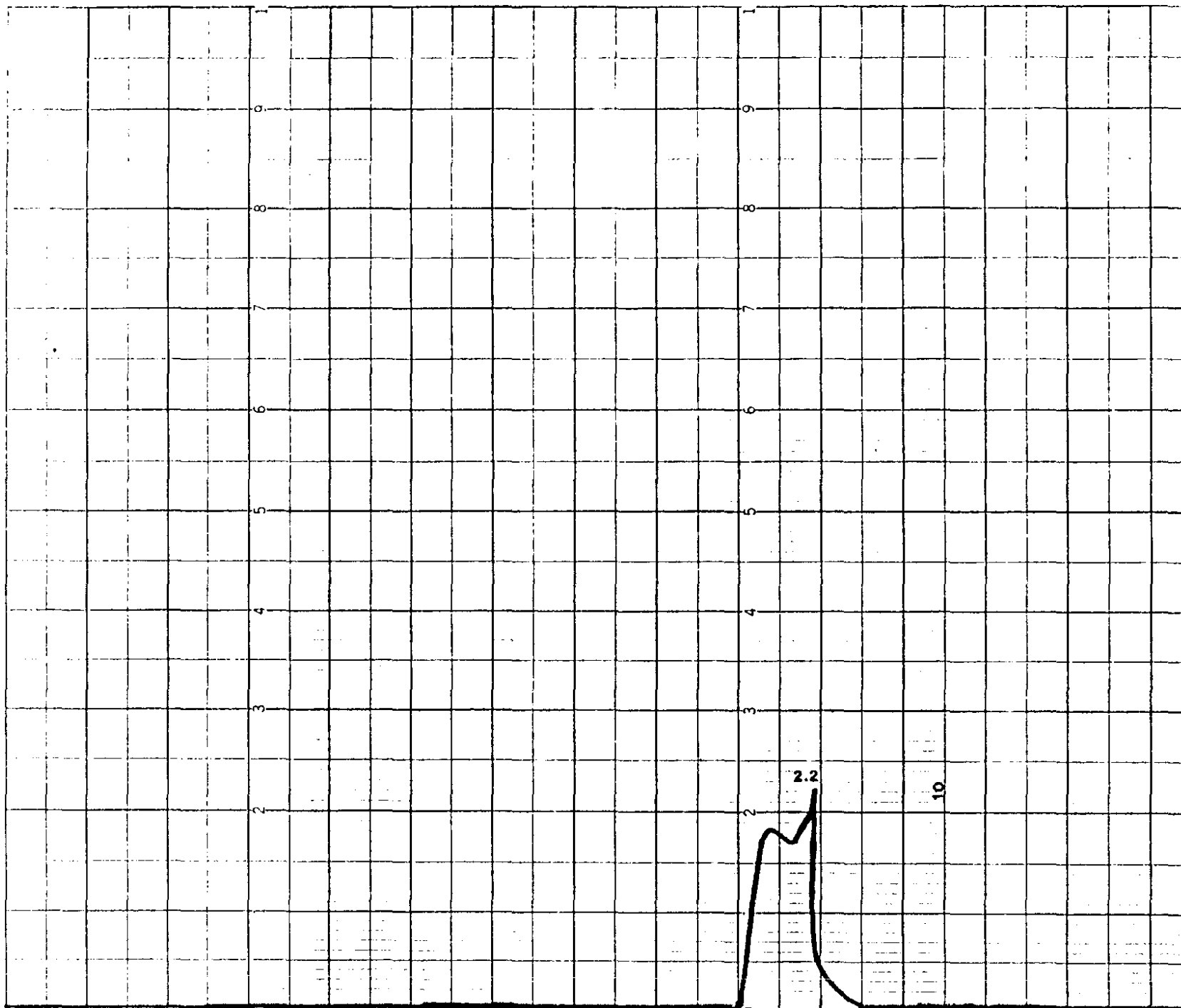
Gráfica nº16



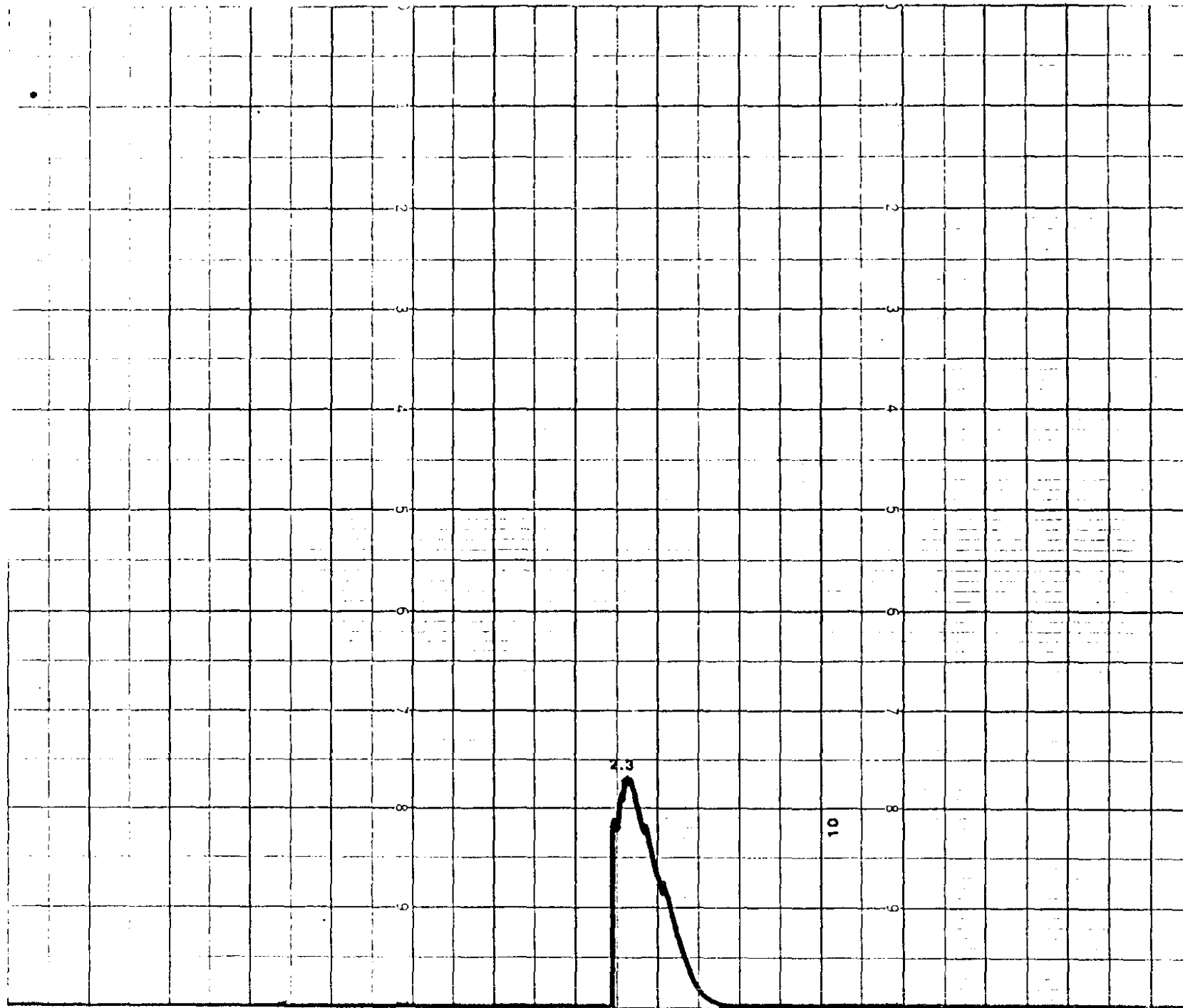
Gráfica nº17



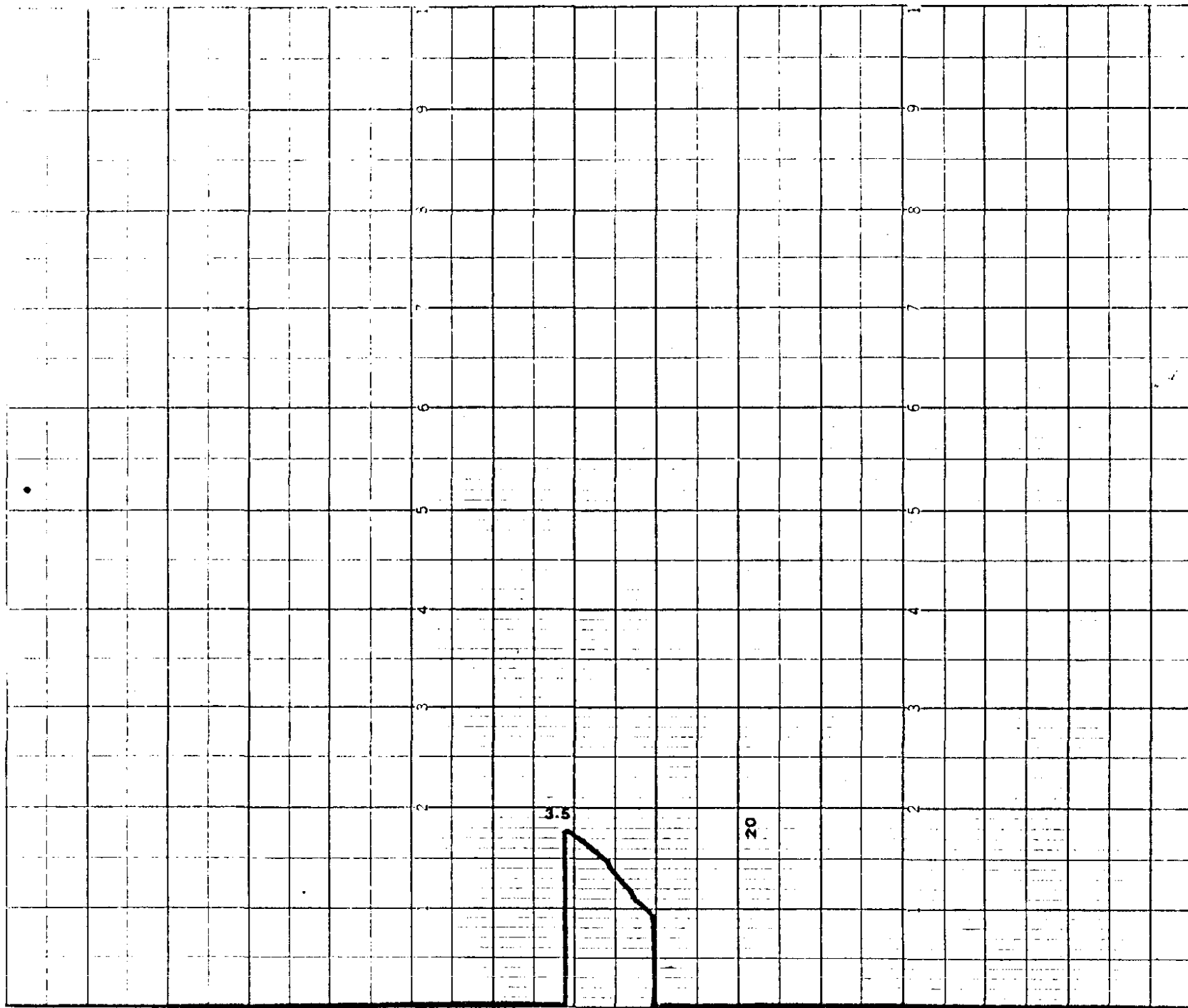
Gráfica nº18



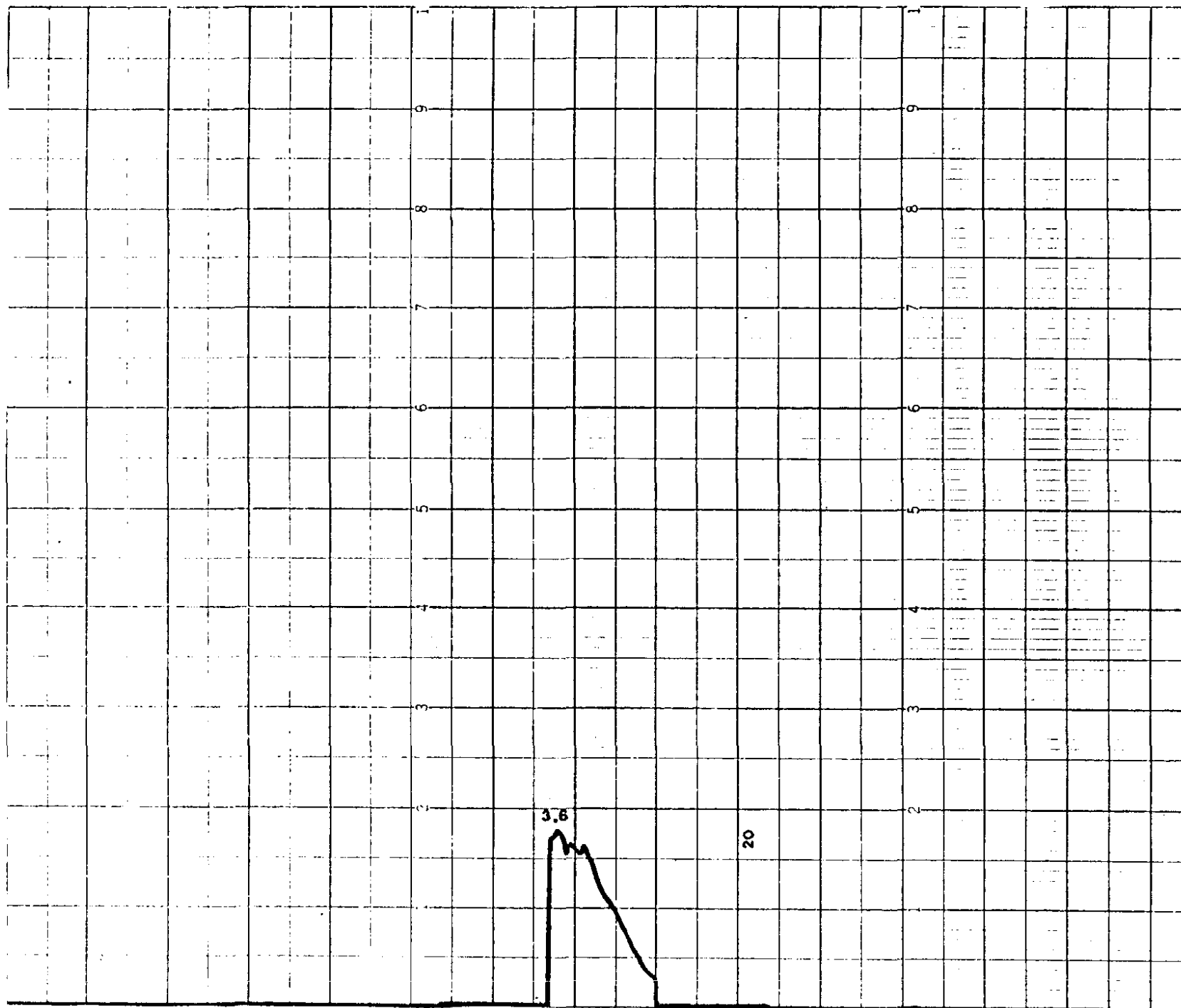
Gráfica nº19



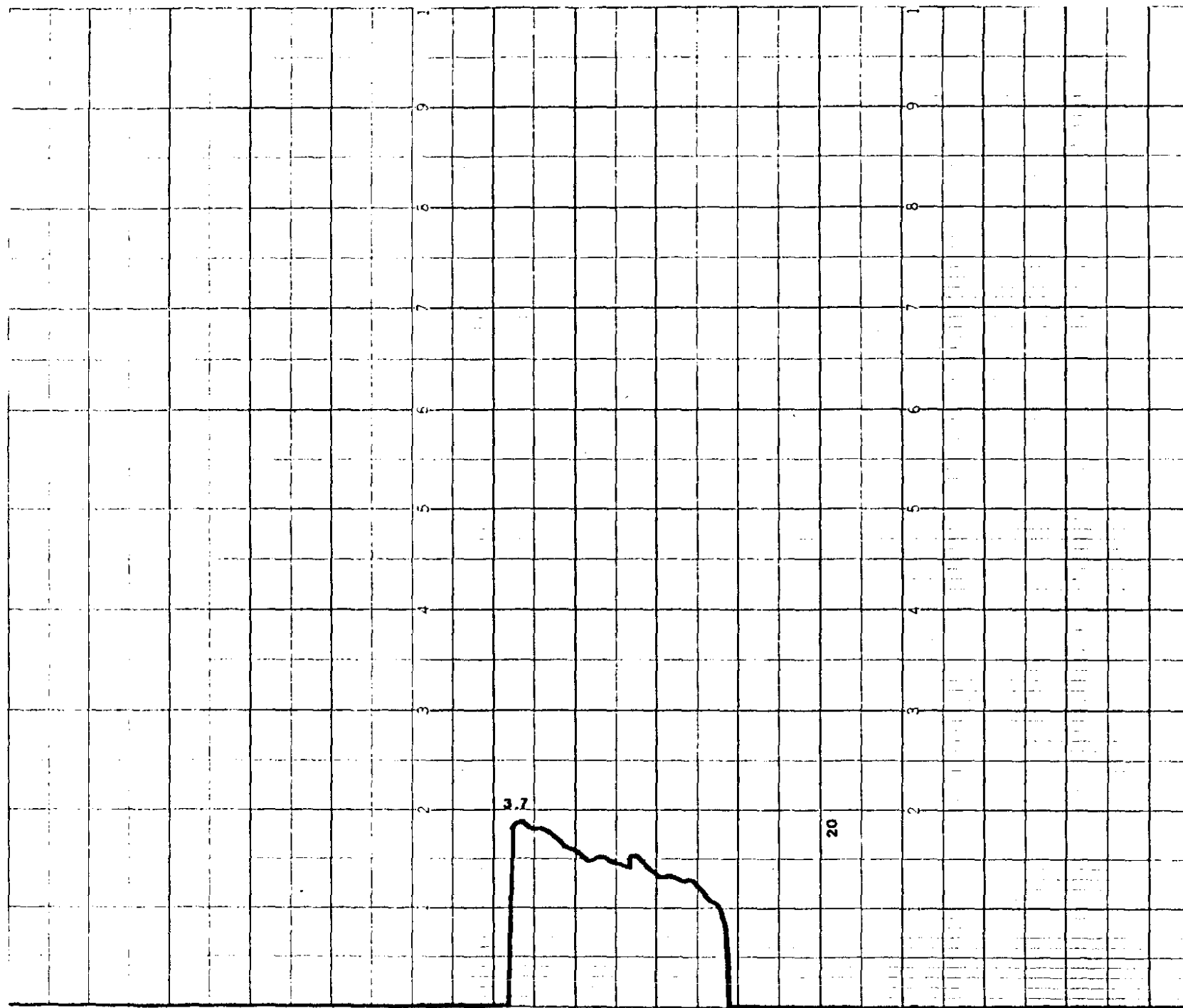
Gráfica n°20



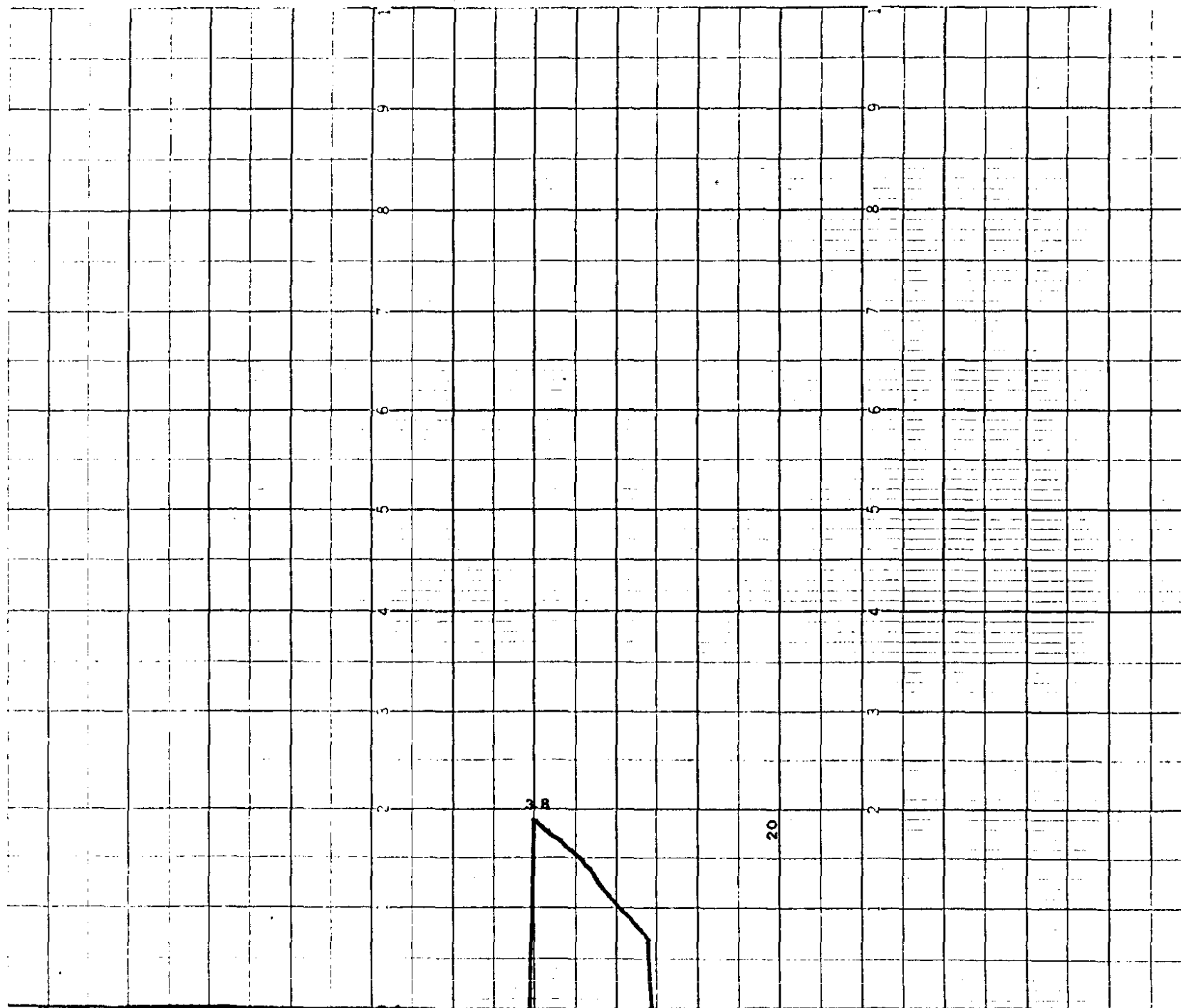
Gráfica nº21



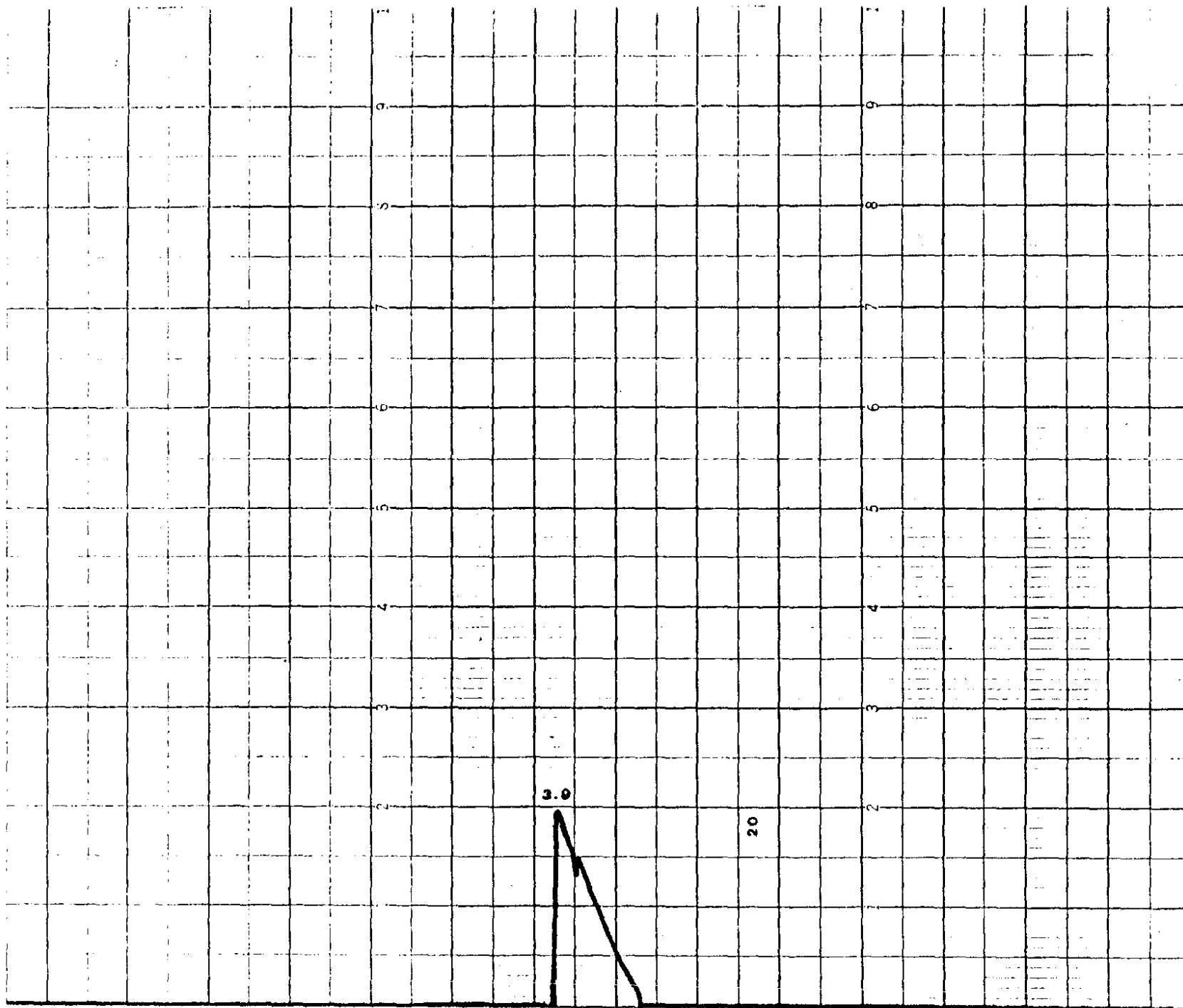
Gráfica nº22



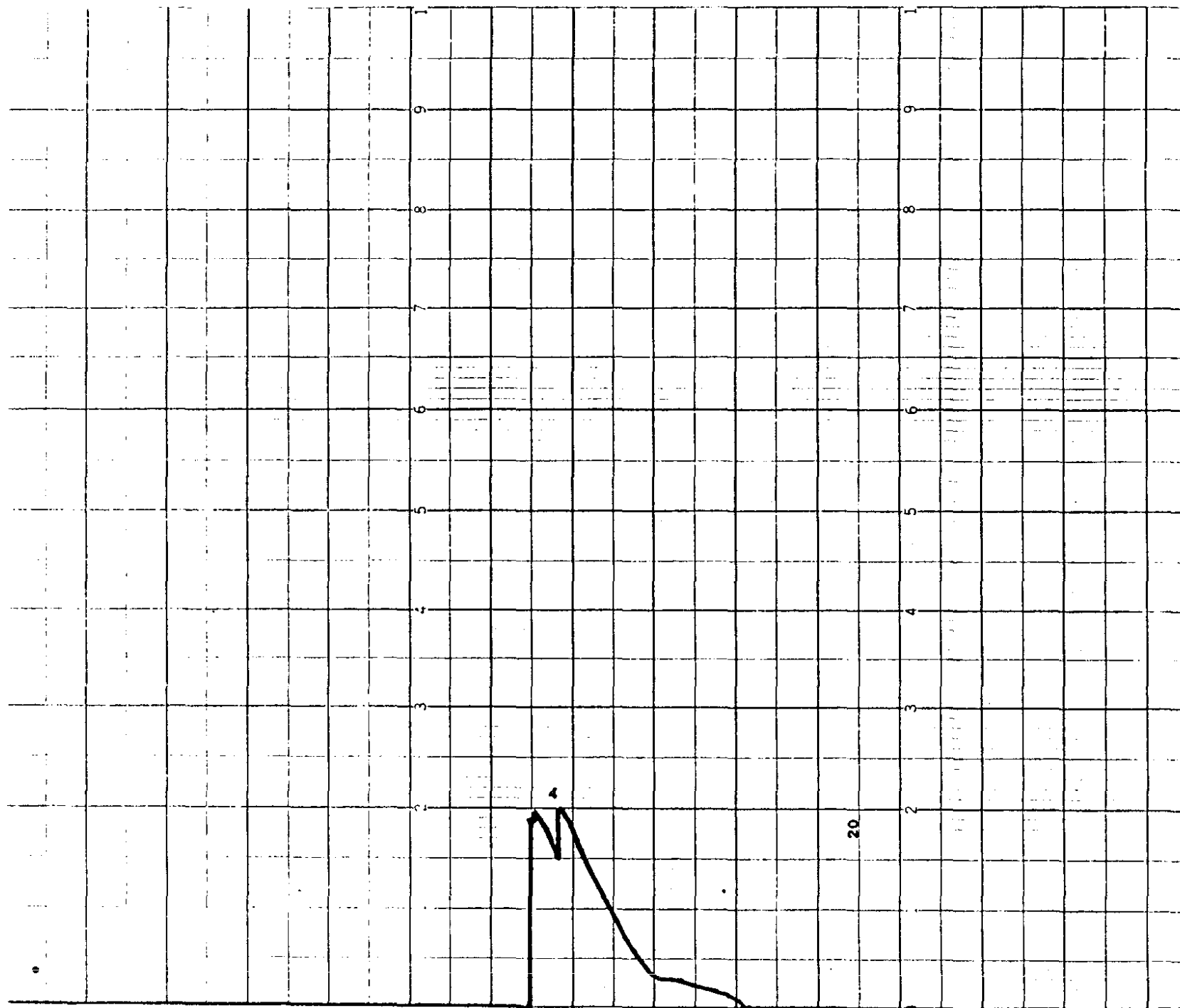
Gráfica nº23



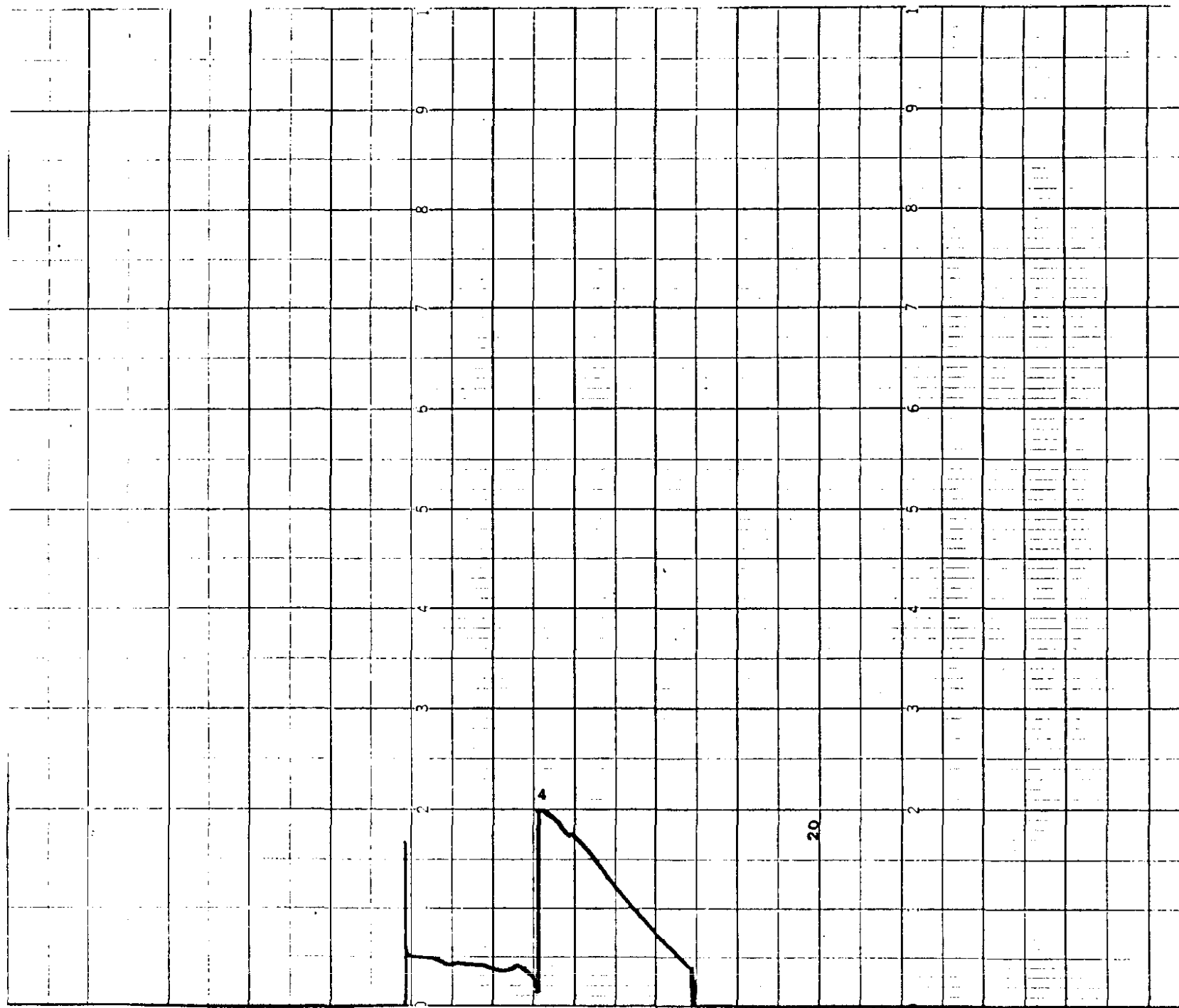
Gráfica nº24



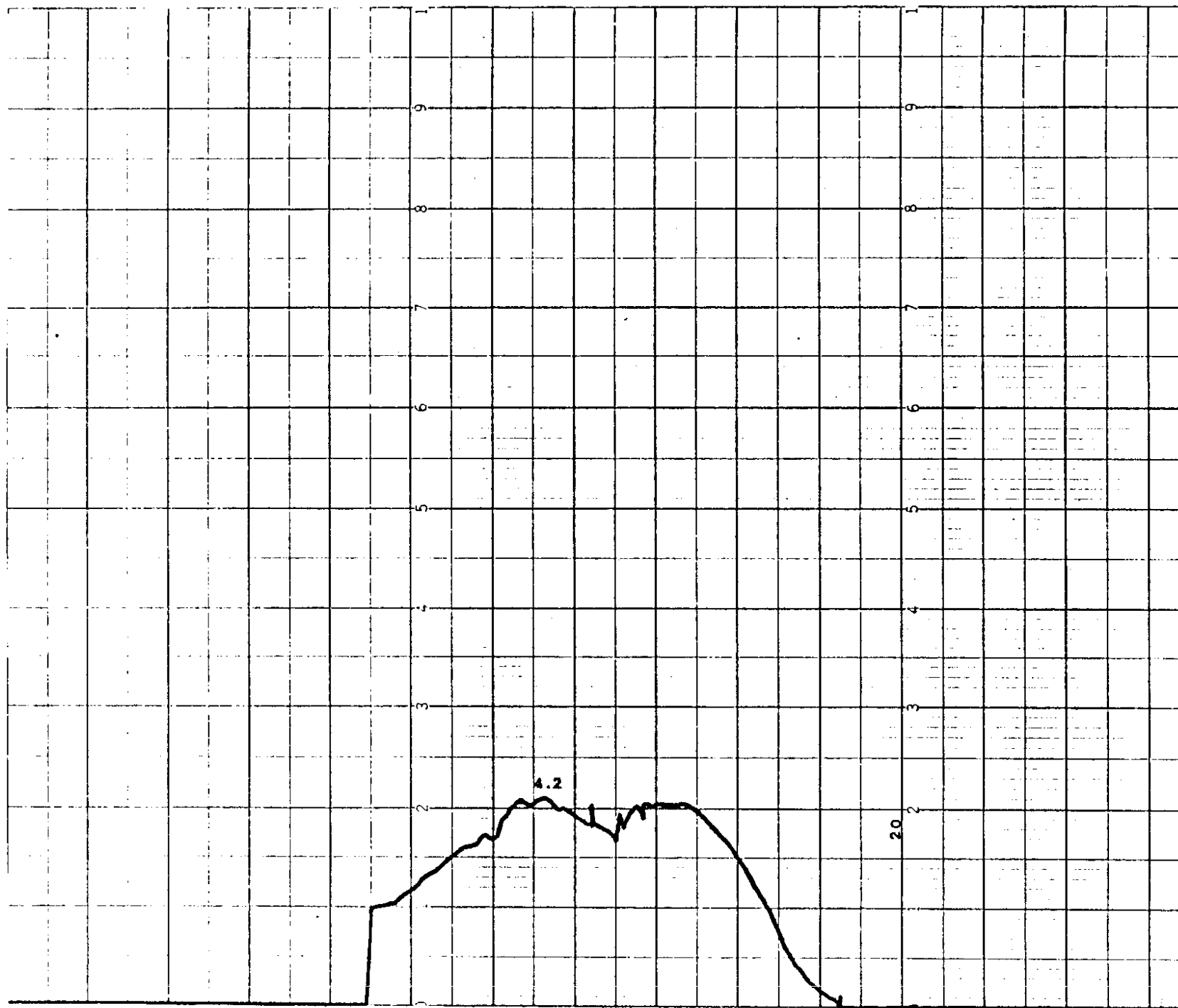
Gráfica nº25



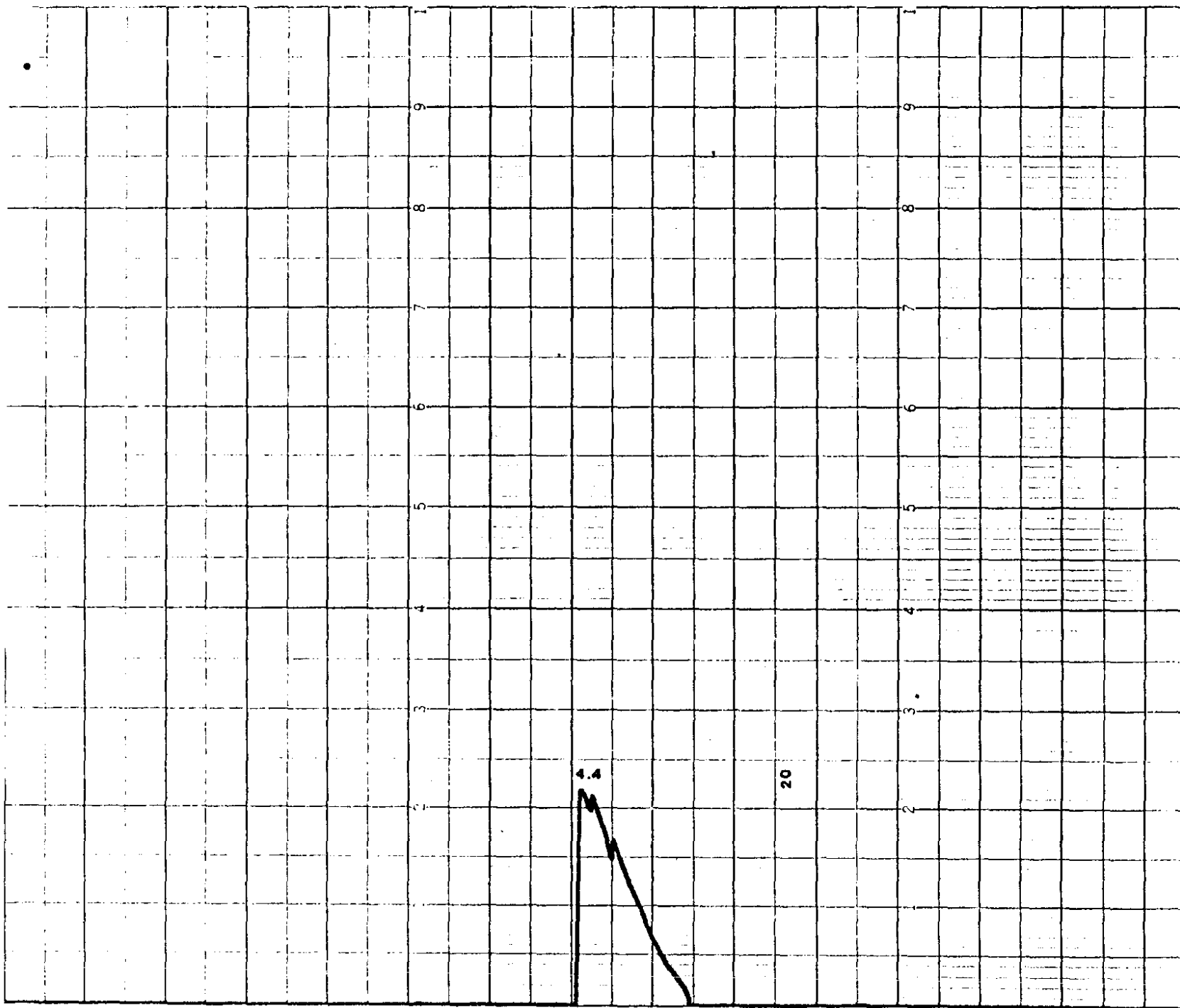
Gráfica nº26



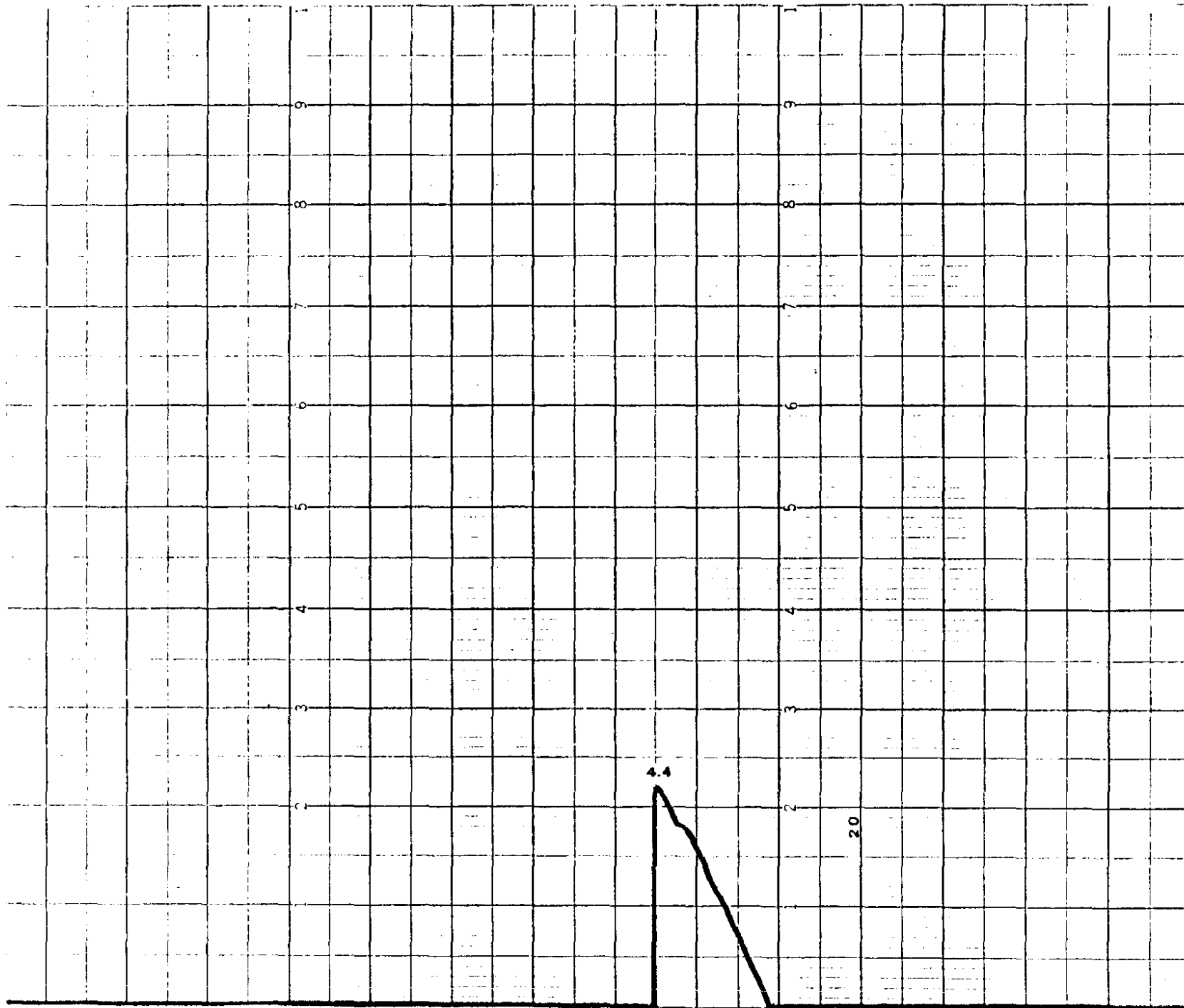
Gráfica nº 27



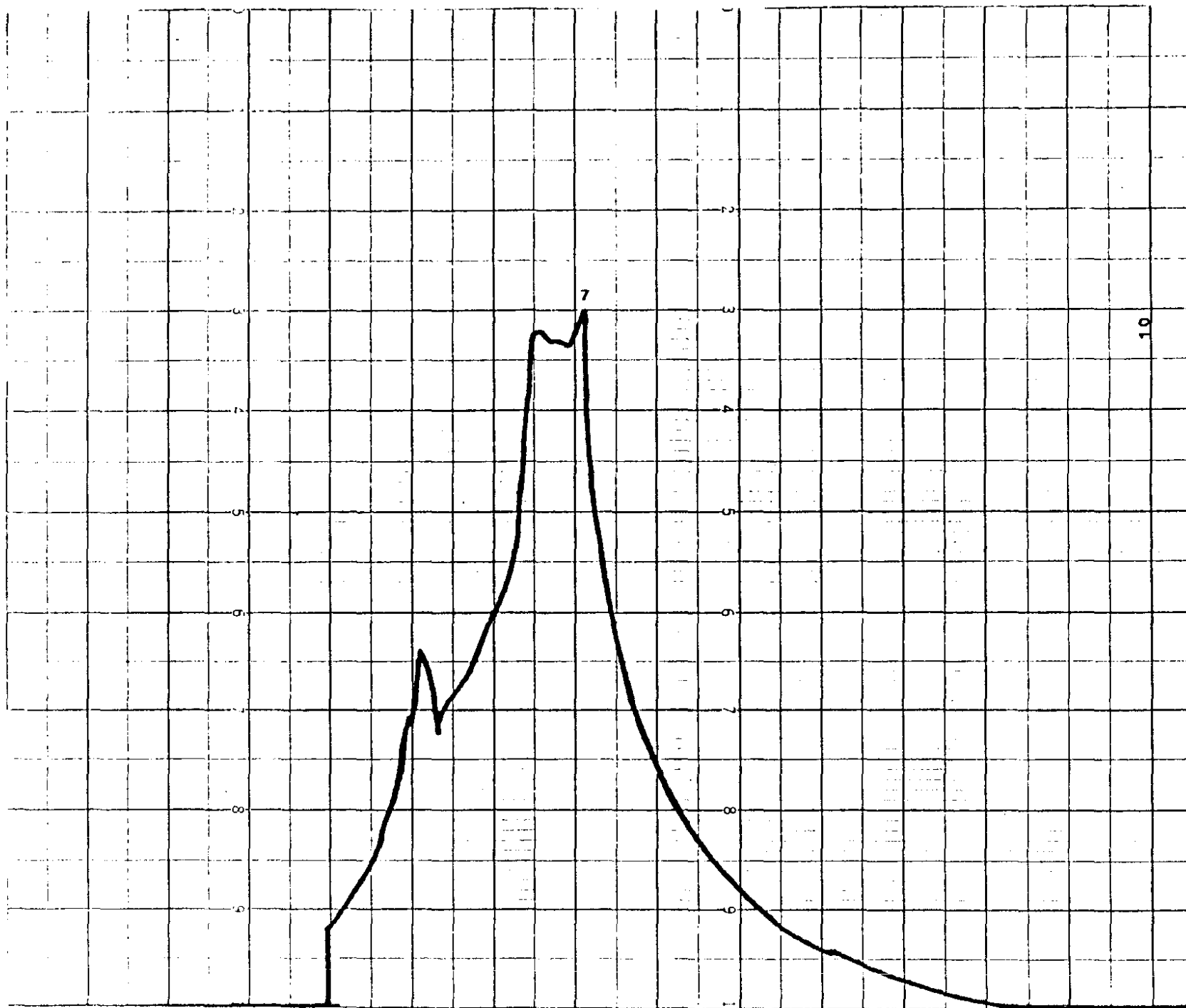
Gráfica nº28



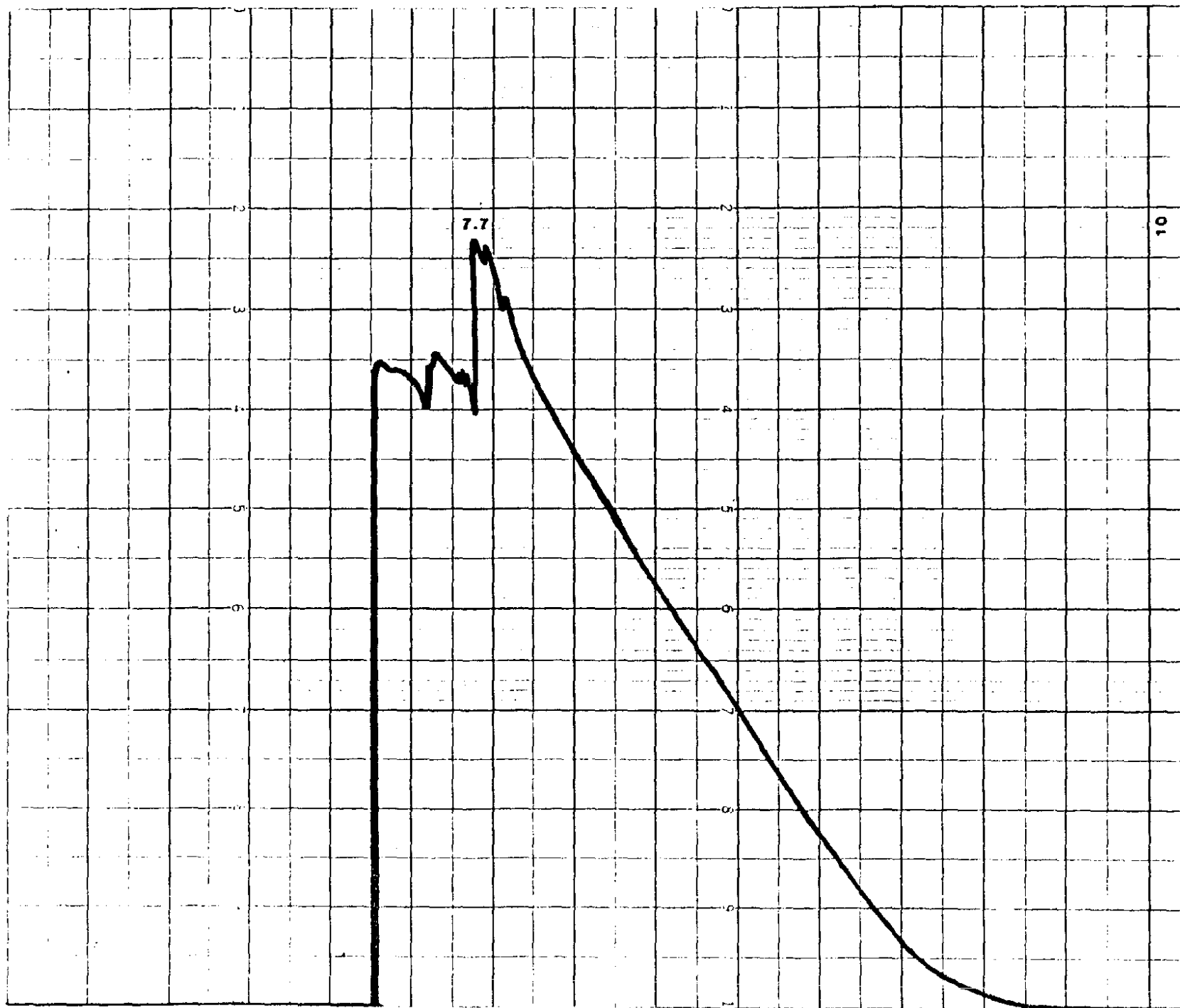
Gráfica nº29



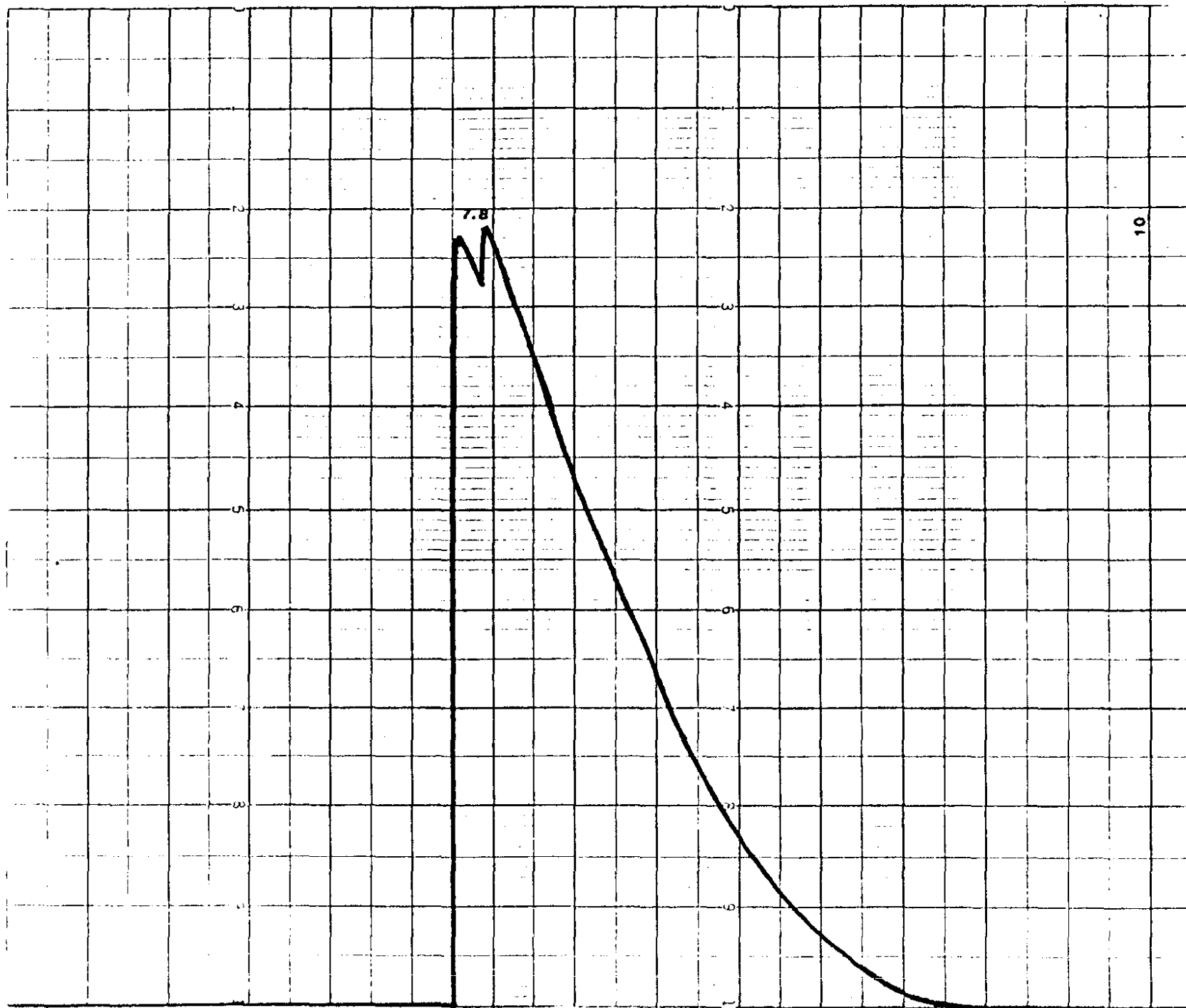
Gráfica nº 30



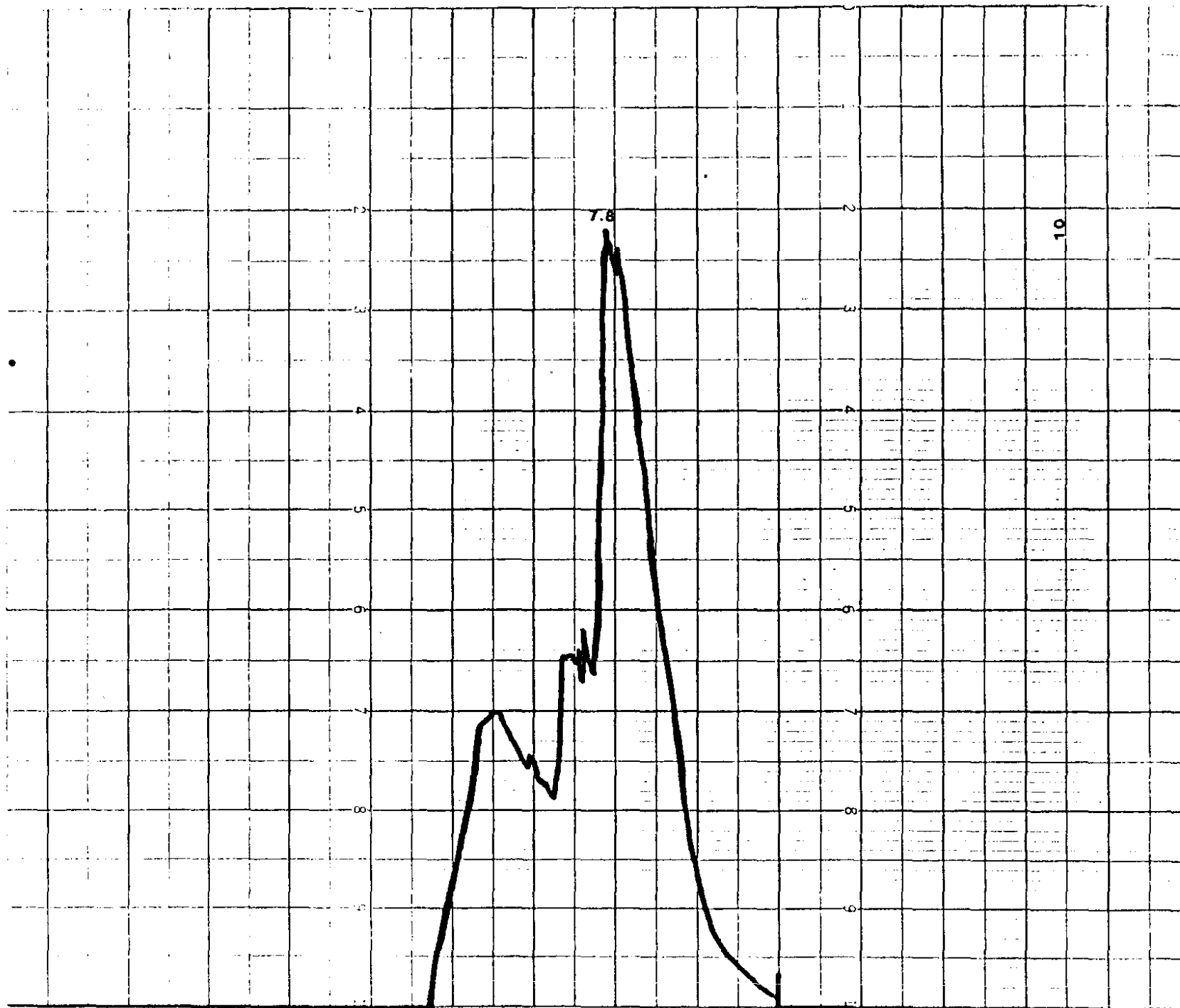
Gráfica nº31



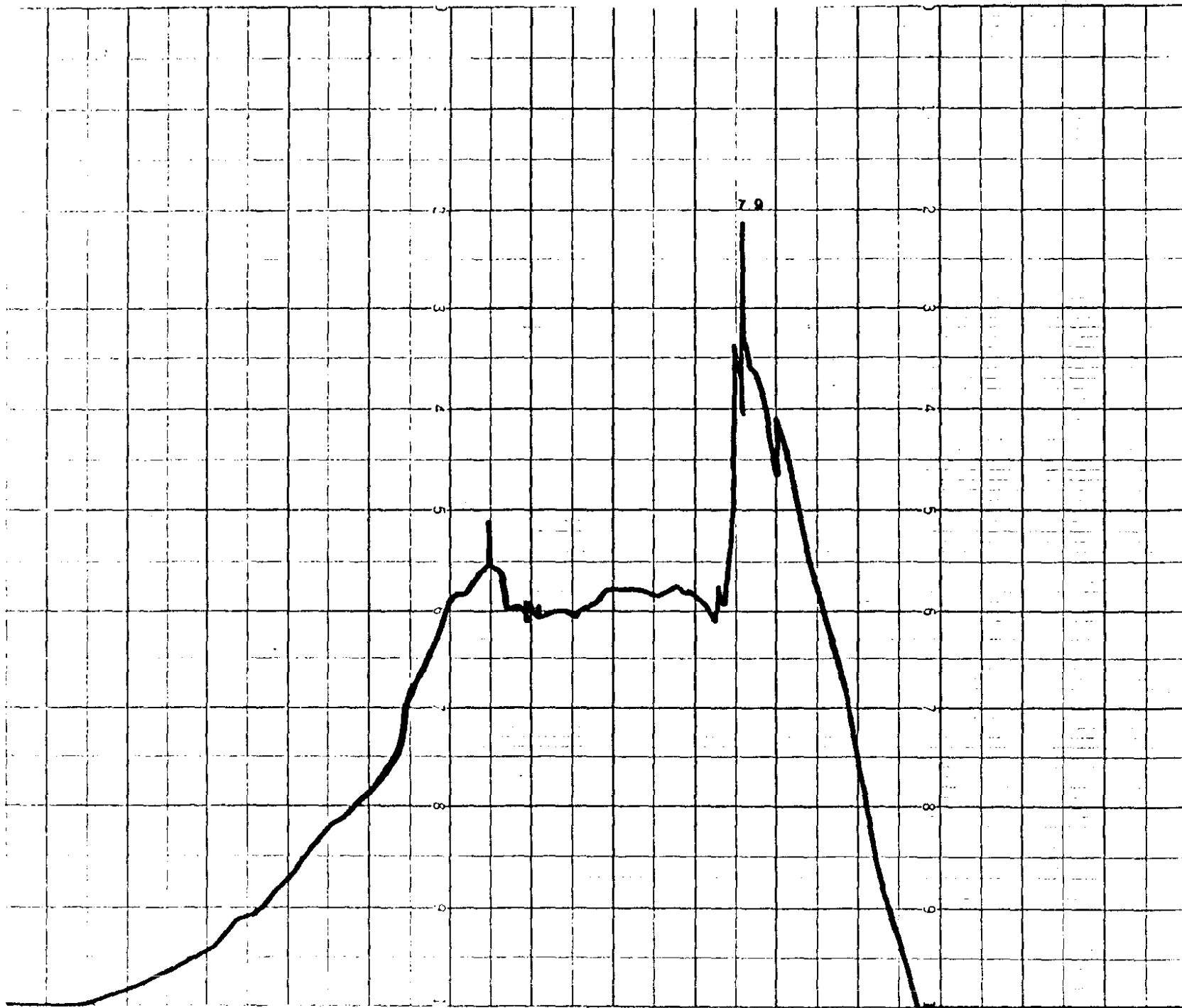
Gráfica nº32



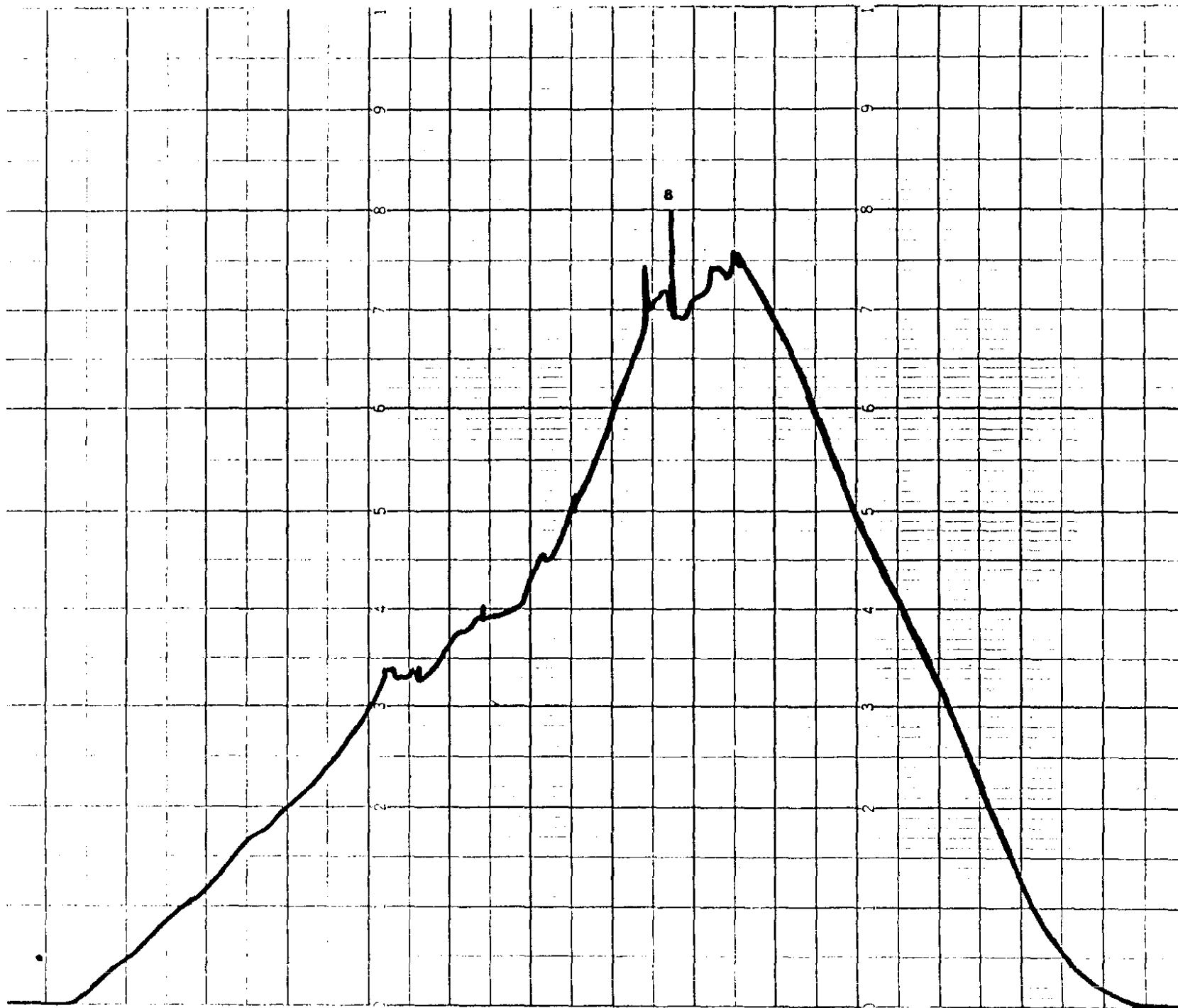
Gráfica nº33



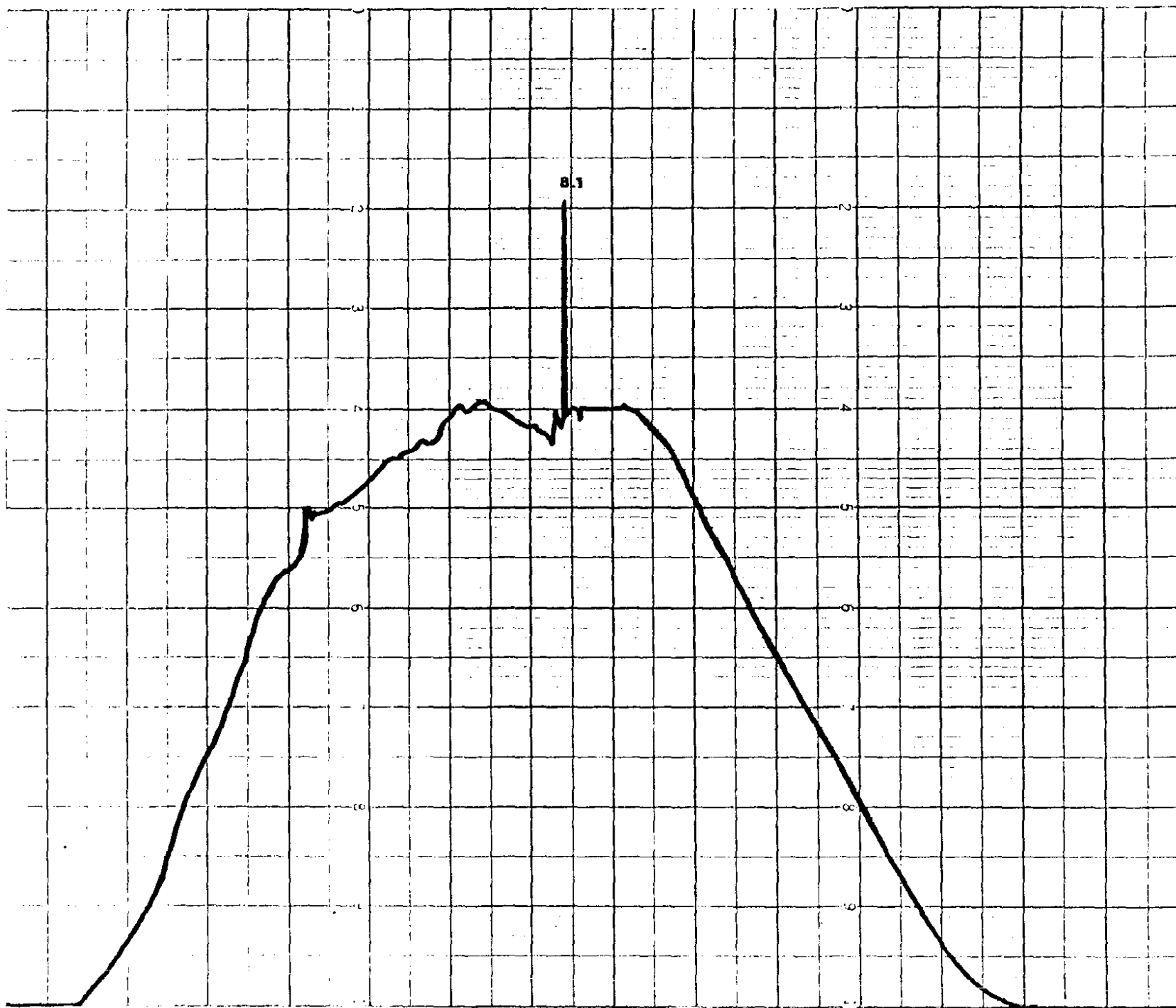
Gráfica nº34



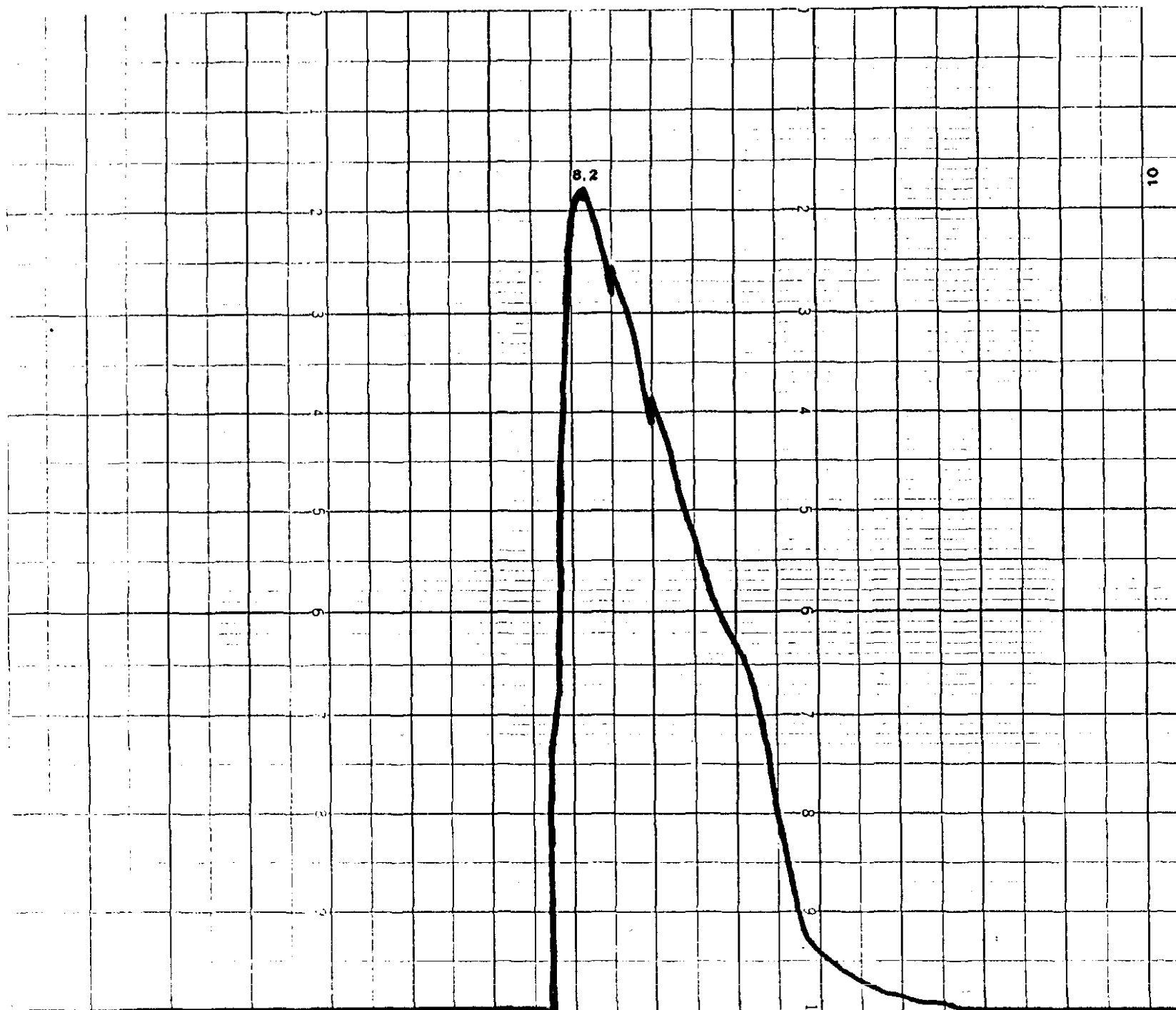
Gráfica nº35



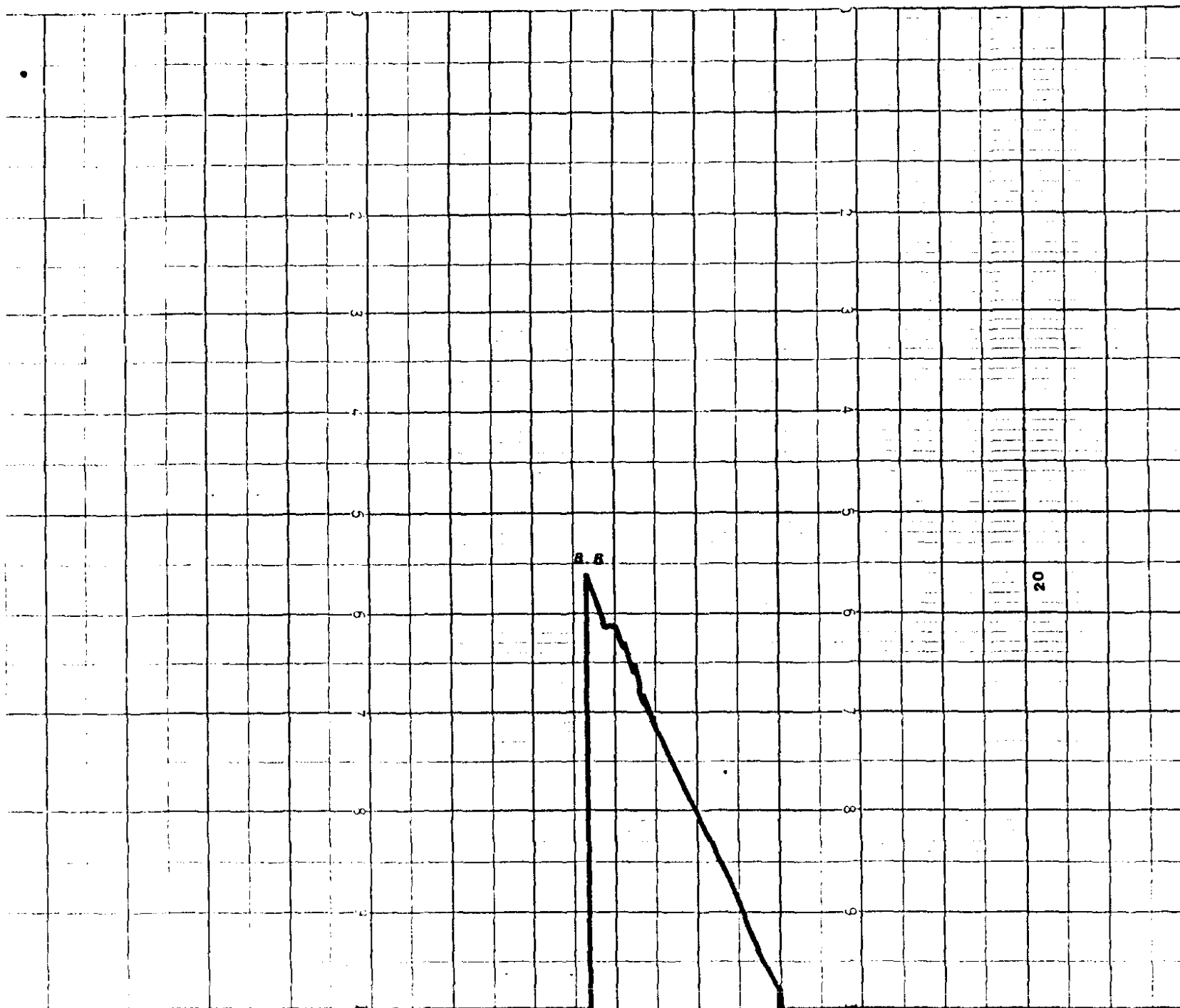
Gráfica n°36



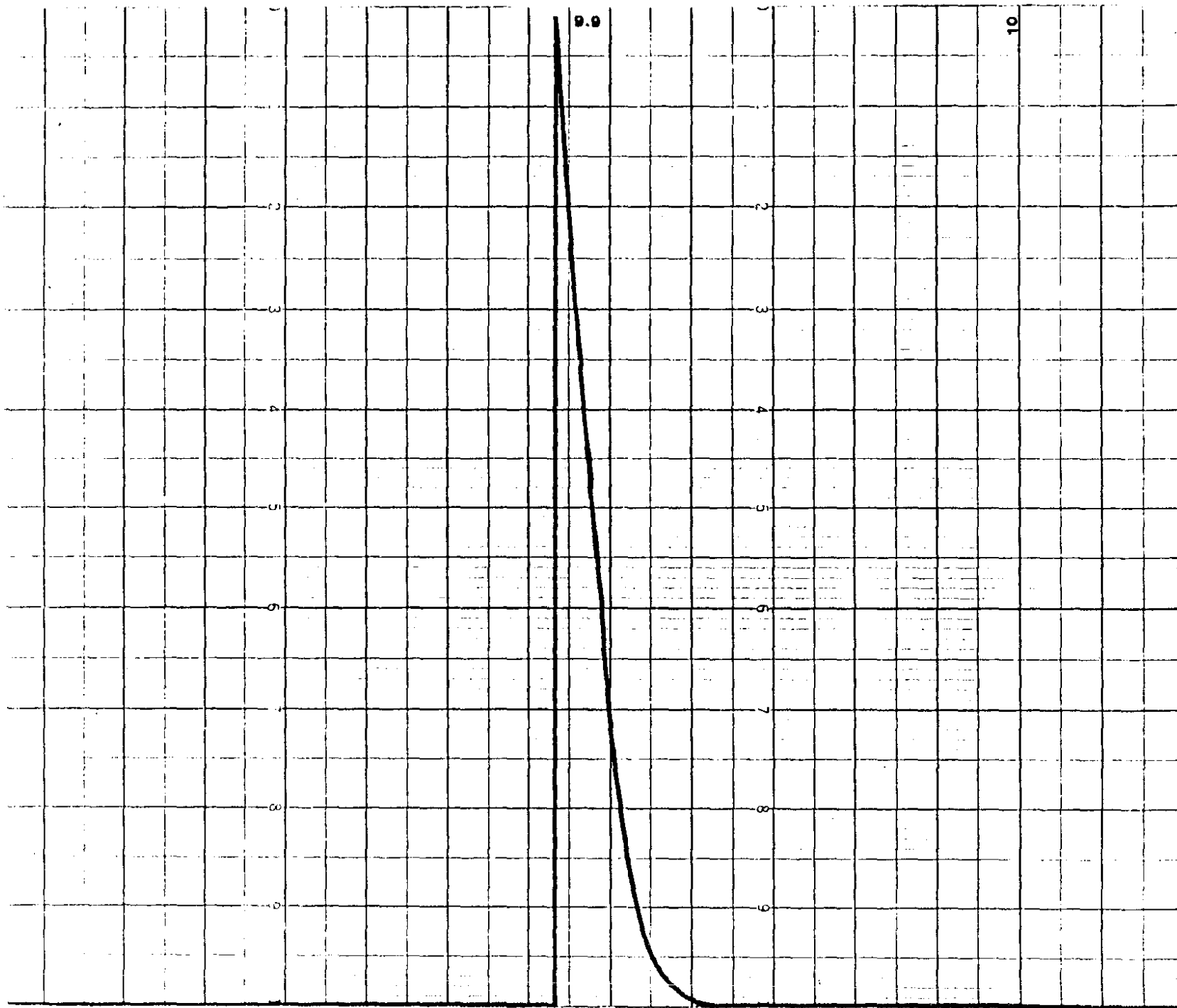
Gráfica nº37



Gráfica nº38



Gráfica nº39



Gráfica nº40